

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна міографічна система діагностики
стану м'язів людини

Виконав: студент 4 курсу, групи РБ-41
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Завражний С.І.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент Дедів І.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Тернопіль 2026

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

« 31 » грудня 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Завражному Станіславу Ігоровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна міографічна система діагностики стану м'язів людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 31 » грудня 2025 року № 4/7-1168

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини: завантаження даних; вейвлет-обробка; візуалізації даних обробки; дані ЕМГ-сигналів; програмне забезпечення; графічний інтерфейс програмного забезпечення

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1) Актуальність, мета та задачі кваліфікаційної роботи

2) Існуючі комп'ютерні міографічні системи діагностики стану м'язів людини

3) Технічне забезпечення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини

4) Математичне забезпечення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини (математична модель)

5) Математичне забезпечення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини (методи обробки)

6) Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної міографічної системи

7) Проектування та тестування ПЗ комп'ютерної міографічної системи

8) Висновки

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна міографічна система діагностики стану м'язів людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Завражний Станіслав Ігорович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 // с. – 102, рис. – 44, табл. – 0, бібліогр. – 21, додат. – 2.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА МІОГРАФІЧНА СИСТЕМА, ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЯ, ЕМГ-СИГНАЛ, ДІАГНОСТИКА СТАНУ М'ЯЗІВ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, МЕТОД ОБРОБКИ, ВЕЙВЛЕТ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, MATLAB, APP DESIGNER.

У кваліфікаційній роботі розроблено комп'ютерну міографічну систему діагностики стану м'язів людини для реєстрації, обробки та аналізу ЕМГ-сигналів. Проведено аналіз сучасних методів електроміографії та існуючих систем обробки ЕМГ-сигналів. Проаналізовано технічне забезпечення для реєстрації та обробки ЕМГ-сигналів. Для дослідження використано багатоканальні ЕМГ-сигнали з відкритої бази даних EMG Data for Gestures.

Розроблено математичну модель ЕМГ-сигналу, яка враховує м'язову активність, шуми, артефакти та вплив м'язової втоми. Запропоновано алгоритми комп'ютерної обробки сигналів, що включають фільтрацію, нормалізацію, вейвлет-декомпозицію та аналіз часово-частотних характеристик. Для дослідження нестационарних властивостей сигналів використано методи вейвлет-перетворення.

Програмне забезпечення реалізовано в середовищі MATLAB із використанням App Designer. Розроблений графічний інтерфейс забезпечує завантаження сигналів, налаштування параметрів обробки, виконання аналізу та візуалізацію результатів. Передбачено можливість порівняння ЕМГ-сигналів у нормальному стані та при м'язовій втомі. Тестування системи на реальних багатоканальних ЕМГ-сигналах підтвердило її працездатність та ефективність запропонованих методів обробки. Отримані результати засвідчили можливість виявлення змін електричної активності м'язів і доцільність використання розробленої системи для оцінювання їх функціонального стану.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: «Computer Electromyographic System for Human Muscle Condition Diagnosis» Bachelor's qualification work // Zavrzhnyi Stanislav // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 102, fig. – 44, tab. – 0, bibliography – 21, append. – 2.

Key words: COMPUTER MYOGRAPHIC SYSTEM, ELECTROMYOGRAPHY, EMG SIGNAL, MUSCLE CONDITION DIAGNOSIS, MATHEMATICAL MODEL, SIGNAL PROCESSING METHOD, WAVELET, ALGORITHMIC SUPPORT, MATLAB, APP DESIGNER.

The qualification work presents the development of a computer myographic system for diagnosing the functional state of human muscles through the acquisition, processing, and analysis of EMG signals. An analysis of modern electromyography methods and existing EMG signal processing systems was carried out. The technical means used for EMG signal acquisition and processing were also examined. Multichannel EMG signals from the open-access EMG Data for Gestures database were used for the research.

A mathematical model of the EMG signal was developed, taking into account muscle activity, noise, artifacts, and the effects of muscle fatigue. Signal processing algorithms were proposed, including filtering, normalization, wavelet decomposition, and time-frequency analysis. Wavelet transform methods were applied to investigate the non-stationary properties of EMG signals.

The software was implemented in the MATLAB environment using App Designer. The developed graphical user interface provides signal loading, processing parameter configuration, analysis execution, and result visualization. The system also enables comparison of EMG signals recorded under normal conditions and during muscle fatigue.

Testing of the system using real multichannel EMG signals confirmed its operability and the effectiveness of the proposed processing methods. The obtained results demonstrated the capability of detecting changes in muscle electrical activity and confirmed the feasibility of using the developed system for assessing the functional state of human muscles.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	11
1.1 Аналіз сучасних рішень у сфері міографічної діагностики.....	11
1.1.1 Міографія як метод дослідження функціонального стану м'язів людини.....	11
1.1.2 Огляд існуючих систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів.....	17
1.2 Обґрунтування актуальності розроблення системи.....	24
1.3 Основні підходи до вирішення поставленої задачі.....	26
1.3.1 Розроблення апаратної частини комп'ютерної системи та використання бази даних ЕМГ-сигналів.....	26
1.3.2 Формування математичного забезпечення системи.....	27
1.3.3 Побудова алгоритмів обробки ЕМГ-сигналів.....	28
1.3.4 Створення програмного забезпечення системи.....	29
1.4 Висновки до розділу 1.....	30
РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ МІОГРАФІЧНОЇ СИСТЕМИ.....	32
2.1 Структура та технічне забезпечення комп'ютерної міографічної системи.....	32
2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини.....	37
2.2.1 Розроблення математичної моделі ЕМГ-сигналу.....	37
2.2.2 Методи комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналу.....	41
2.3 Розроблення алгоритмічного забезпечення комп'ютерної системи.....	43
2.4 Розроблення програмного забезпечення комп'ютерної системи.....	45

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата				
Розроб.		Завражний С.І.			Комп'ютерна міографічна система діагностики стану м'язів людини Пояснювальна записка	Лім.	Арк.	Архивів
Перевір.		Хвостівський М.					6	102
Рецензент		Дедів І.Ю.				ТНТУ, каф. БТ		
Н. Контр.		Хвостівський М.				гр. РБ-41		
Затверд.		Яворська Є.Б.						

2.5	Дослідження та тестування програмного забезпечення системи.....	52
2.6.	Графічний інтерфейс комп'ютерної міографічної системи.....	59
2.7	Висновки до розділу 2.....	64
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....		67
3.1	Обґрунтування вибору програмного середовища для реалізації комп'ютерної міографічної системи.....	67
3.2	Методика проведення діагностичного дослідження стану м'язів людини.....	70
3.3	Висновки до розділу 3.....	74
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ		75
4.1	Безпека життєдіяльності.....	75
4.2	Основи охорони праці.....	79
4.3	Висновки до розділу 4.....	82
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....		84
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....		86
ДОДАТОК А. Лістинг програмного забезпечення обробки ЕМГ-сигналів.....		89
ДОДАТОК Б. Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної міографічної системи з графічним інтерфейсом користувача.....		94

ВСТУП

Сучасна біомедична інженерія активно розвивається у напрямі створення комп'ютеризованих систем функціональної діагностики, які дозволяють виконувати об'єктивне оцінювання стану органів і систем людини на основі аналізу біомедичних сигналів. Одним із найбільш інформативних методів дослідження функціонального стану нервово-м'язової системи є електроміографія, яка базується на реєстрації та аналізі електричної активності м'язів людини. Електроміографічні сигнали (ЕМГ-сигнали) містять інформацію про процеси збудження та скорочення м'язових волокон, рівень м'язової активності, ступінь втоми, особливості нервово-м'язової передачі та наявність патологічних змін.

Міографічні методи широко використовуються у неврології, реабілітаційній та спортивній медицині, системах біонічного протезування, роботизованих комплексах та наукових дослідженнях. Аналіз ЕМГ-сигналів дає змогу оцінювати ефективність відновлення функцій м'язів після травм та інсультів, контролювати фізичне навантаження, досліджувати процеси м'язової втоми, а також реалізовувати керування біонічними пристроями за допомогою м'язової активності людини.

Разом із тим ЕМГ-сигнали характеризуються складною нестационарною структурою, малою амплітудою та високою чутливістю до шумів і завад. На якість реєстрації впливають зовнішні електромагнітні завади, рухові артефакти, нестабільність контакту електродів зі шкірою та індивідуальні особливості м'язової активності людини. Це обумовлює необхідність використання сучасних методів цифрової обробки сигналів, математичного моделювання та комп'ютерної обробки даних.

Важливу роль у розвитку сучасних систем міографічної діагностики відіграють комп'ютерні технології та програмні засоби цифрової обробки сигналів. Використання спеціалізованого ПЗ дає змогу автоматизувати процеси реєстрації, фільтрації, обробки та візуалізації ЕМГ-сигналів,

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

підвищити точність оцінювання функціонального стану м'язів і забезпечити наочне подання результатів дослідження. Особливо перспективним є застосування методів вейвлет-обробки, які забезпечують ефективне дослідження часово-частотної структури нестационарних біомедичних сигналів.

Актуальність роботи зумовлена потребою у створенні доступної комп'ютерної міографічної системи, здатної забезпечити автоматизовану обробку та аналіз ЕМГ-сигналів для оцінювання функціонального стану м'язів людини. Використання сучасних методів цифрової обробки сигналів та програмного середовища MATLAB дає змогу реалізувати ефективну систему аналізу ЕМГ-сигналів із можливістю візуалізації результатів та оцінювання м'язової активності у нормальному стані та при м'язовій втомі.

Метою роботи є розроблення комп'ютерної міографічної системи для діагностики стану м'язів людини на основі обробки ЕМГ-сигналів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

1. Провести аналіз сучасних методів та систем реєстрації й обробки ЕМГ-сигналів;
2. Обґрунтувати структуру та технічне забезпечення комп'ютерної міографічної системи;
3. Розробити математичну модель ЕМГ-сигналу;
4. Дослідити методи цифрової обробки електроміографічних сигналів;
5. Розробити алгоритм обробки ЕМГ-сигналів із використанням вейвлет-перетворення;
6. Створити програмне забезпечення комп'ютерної системи у середовищі MATLAB;
7. Провести тестування програмного забезпечення та оцінити результати обробки ЕМГ-сигналів;
8. Розробити графічний інтерфейс користувача комп'ютерної системи.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Об'єкт дослідження: процеси реєстрації, комп'ютерної обробки та аналізу електроміографічних сигналів для діагностики функціонального стану м'язів людини.

Предмет дослідження: методи, алгоритми та програмні засоби цифрової обробки й вейвлет-обробки ЕМГ-сигналів у комп'ютерній міографічній системі діагностики стану м'язів людини.

У роботі використано методи цифрової обробки сигналів, математичного моделювання, вейвлет-обробки, спектральної обробки та комп'ютерного програмування у середовищі MATLAB.

Практичне значення роботи полягає у створенні програмного забезпечення комп'ютерної міографічної системи, яке забезпечує автоматизовану обробку, аналіз та візуалізацію ЕМГ-сигналів і може бути використане у навчальних, науково-дослідних та прикладних задачах біомедичної інженерії.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз сучасних рішень у сфері міографічної діагностики

1.1.1 Міографія як метод дослідження функціонального стану м'язів людини

У сучасній медицині особливого значення набувають методи функціональної діагностики, що дозволяють оцінювати стан органів і систем організму без інвазивного втручання. Одним із найбільш інформативних методів дослідження нервово-м'язової системи є міографія, яка базується на реєстрації та аналізі електричної активності м'язів людини (рис.1.1).

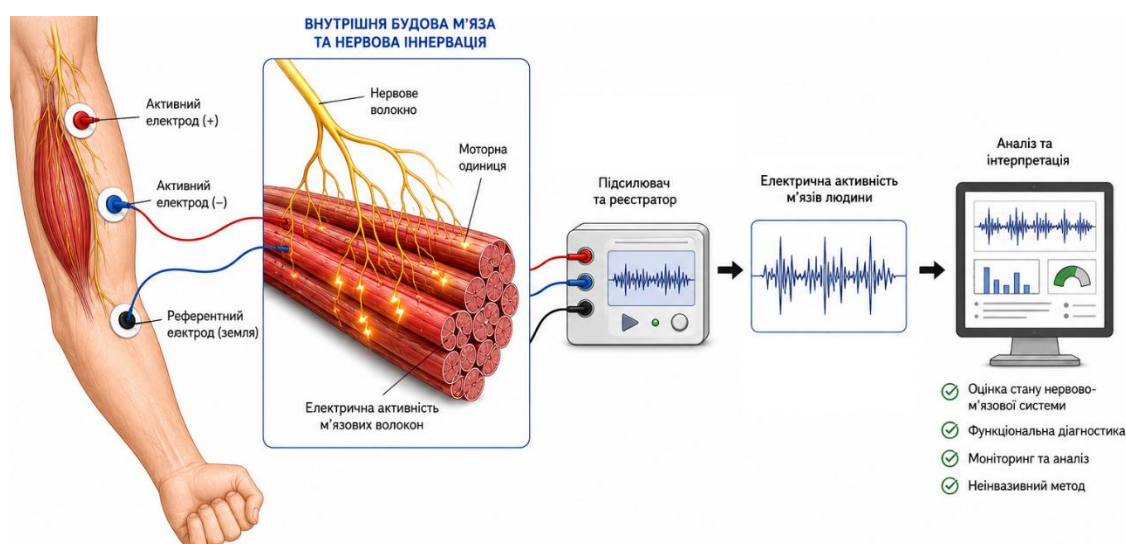


Рисунок 1.1 – Суть методу міографії

Даний метод дозволяє отримувати об'єктивну інформацію про функціональний стан м'язових тканин, особливості нервово-м'язової передачі, координацію рухів та наявність патологічних змін у роботі опорно-рухового апарату.

Фізіологічною основою міографії є виникнення електричних потенціалів у м'язових волокнах під час їх збудження та скорочення. Коли від

центральної нервової системи до м'яза надходить нервовий імпульс, у м'язових волокнах виникає процес деполяризації мембрани, що супроводжується появою електричних сигналів.

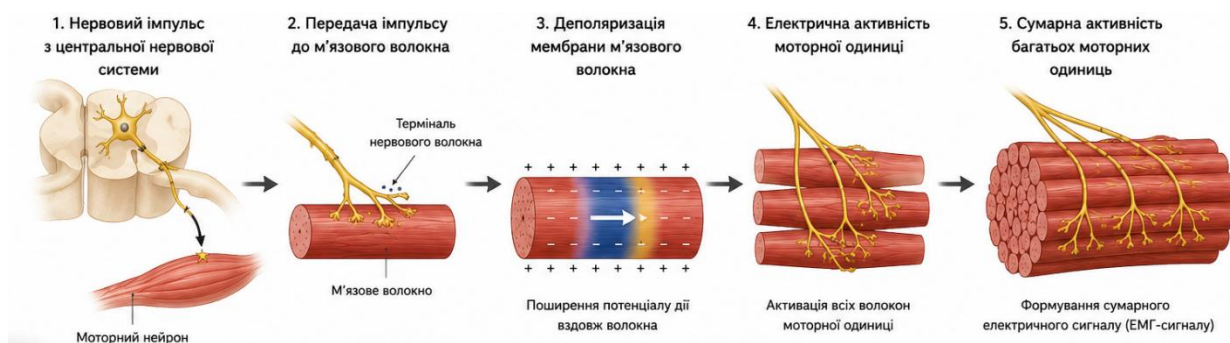


Рисунок 1.2 – Послідовність виникнення електричних потенціалів у м'язових волоках

Сукупність електричної активності великої кількості моторних одиниць формує електроміографічний сигнал (ЕМГ-сигнал), який може бути зареєстрований спеціальними електродами та використаний для подальшого аналізу (рис.1.3).

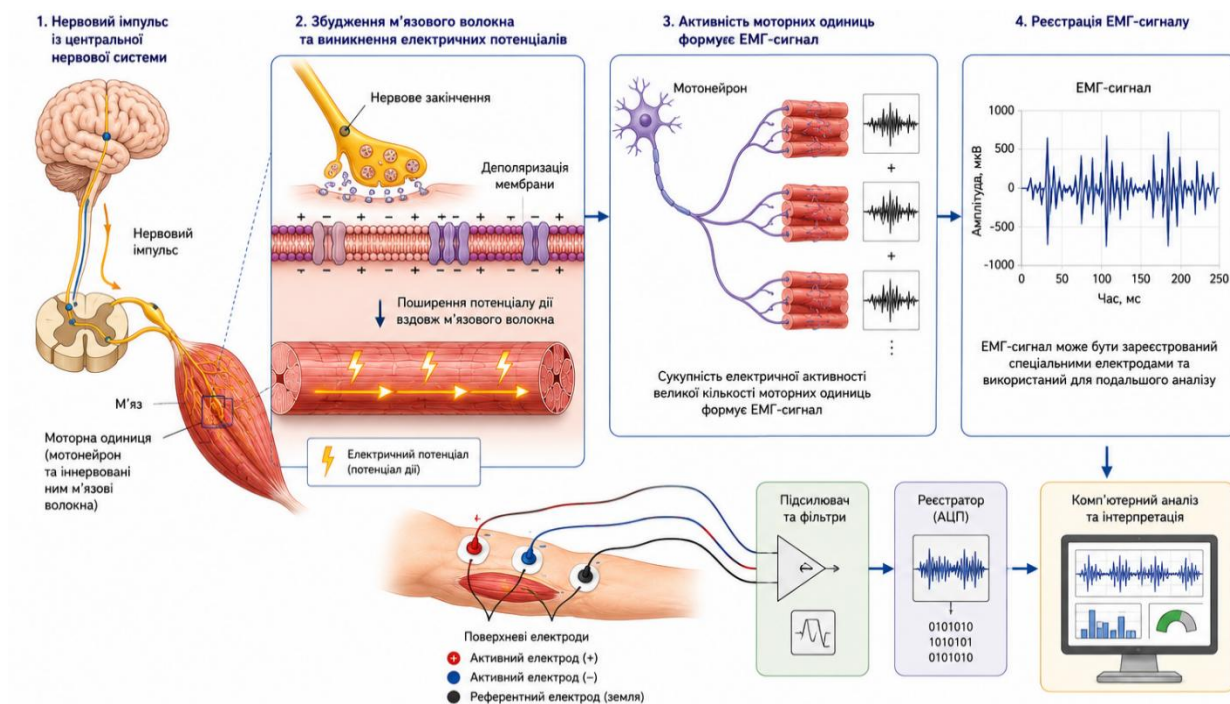


Рисунок 1.3 – Фізіологічна основа міографії

Використання електродів дозволяє реєструвати електричні потенціали, що виникають у м'язових волокнах під час їх збудження та скорочення, а також виконувати подальший аналіз функціонального стану нервово-м'язової системи людини.

Залежно від способу реєстрації сигналу розрізняють два основні типи електродів: поверхневі та голчасті (рис.1.3).

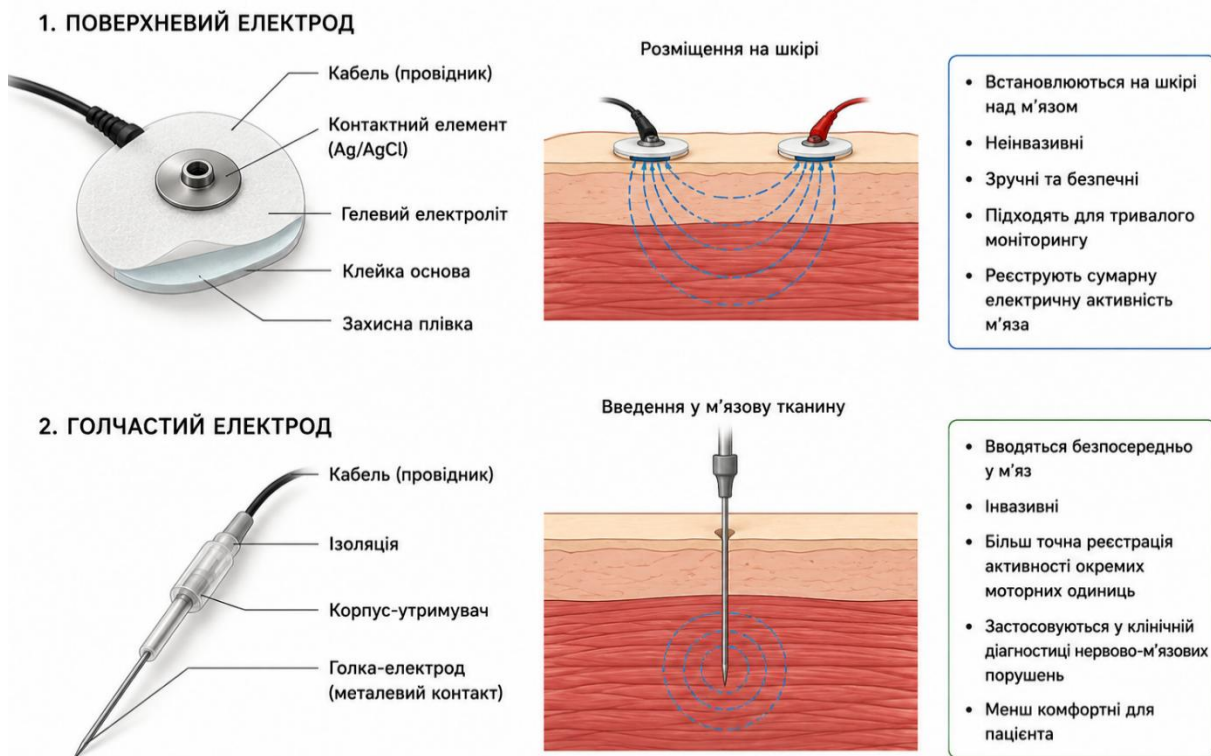


Рисунок 1.4 – Електроди для реєстрації ЕМГ-сигналів

Поверхневі електроди встановлюються на шкірі над досліджуваним м'язом і використовуються для неінвазивної реєстрації електричної активності м'язів. Вони є найбільш поширеними у комп'ютерних міографічних системах завдяки простоті використання, безпечності та можливості проведення тривалого моніторингу функціонального стану м'язів людини.

Голчасті електроди вводяться безпосередньо у м'язову тканину та дозволяють отримувати більш точну інформацію про активність окремих

моторних одиниць. Такі електроди переважно застосовуються у клінічній діагностиці нервово-м'язових порушень, однак є інвазивними та менш комфортними для пацієнта.

Електроміографічний сигнал (ЕМГ-сигнал) є складним біомедичним процесом, що характеризується випадковою структурою, широким частотним діапазоном та значною варіабельністю параметрів (рис.1.5).

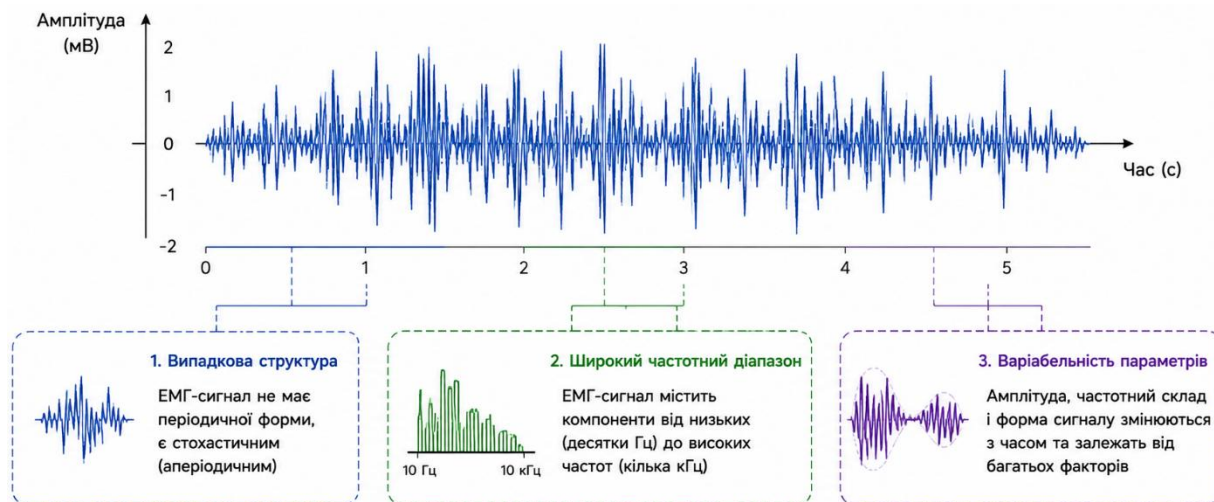


Рисунок 1.5 – Структура ЕМГ-сигналу

Його форма залежить від багатьох факторів, серед яких фізіологічний стан м'яза, рівень навантаження, втому, особливості нервово-м'язової передачі, вік людини та наявність патологій. У нормальному стані ЕМГ-сигнал має виражену ритмічну структуру та достатню амплітуду, тоді як при патологічних змінах можуть спостерігатися порушення частотних характеристик, нестабільність амплітуди та зміни морфології сигналу (рис.1.6).

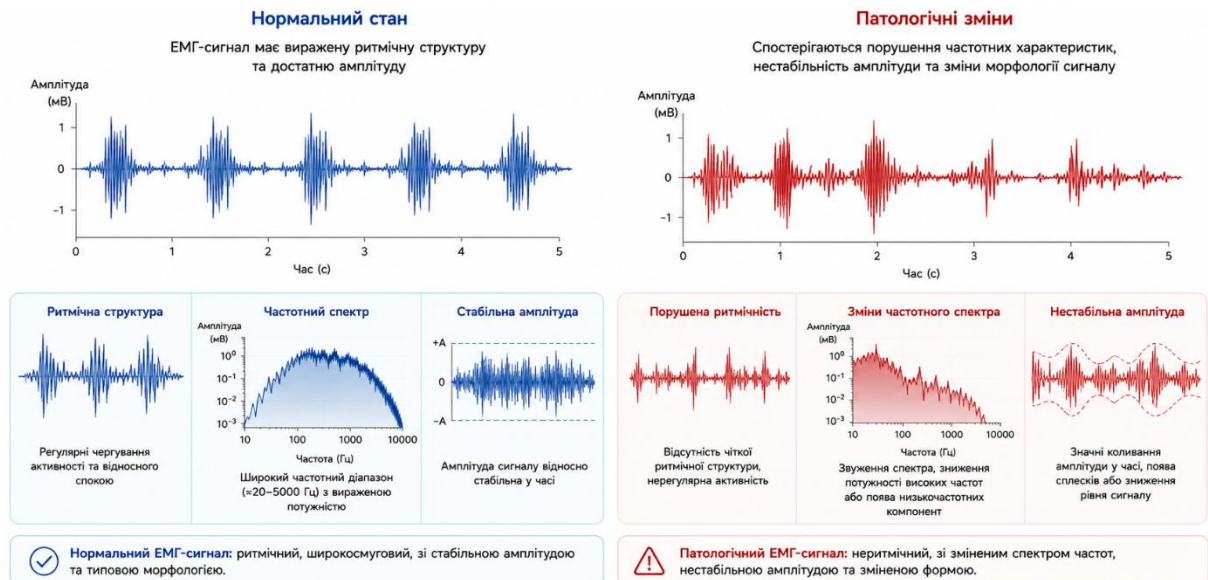


Рисунок 1.6 – Порівняння характеристик ЕМГ-сигналу в нормальному стані та при патологічних змінах

Сучасна міографія широко використовується у неврології для діагностики захворювань периферичної нервової системи, м'язових дистрофій, нейропатій, міопатій та порушень нервово-м'язової передачі. Значне поширення метод отримав також у реабілітаційній медицині, де міографічні дослідження застосовуються для оцінки ефективності відновлення функцій м'язів після травм, інсультів або оперативних втручань. У спортивній медицині аналіз міосигналів використовується для оцінки м'язового навантаження, визначення ступеня втоми та оптимізації тренувального процесу.

Особливо перспективним напрямом є використання міографії у системах біонічного протезування та керування роботизованими пристроями. ЕМГ-сигнали можуть використовуватись як керуючі команди для біонічних протезів верхніх кінцівок, екзоскелетів та роботизованих систем реабілітації. У таких системах аналіз міосигналів дозволяє розпізнавати наміри користувача та перетворювати їх у відповідні механічні рухи. Це відкриває широкі перспективи для створення інтелектуальних систем взаємодії людини з технічними пристроями.

Разом із тим реєстрація та аналіз ЕМГ-сигналів є складною технічною задачею. Амплітуда ЕМГ-сигналу є дуже малою, тому він легко піддається впливу зовнішніх електромагнітних завад, шумів електронних компонентів, рухових артефактів та нестабільності контакту електродів зі шкірою. Крім того, сам ЕМГ-сигнал має нестационарний характер, що значно ускладнює процес його аналізу та інтерпретації. Саме тому сучасні міографічні системи обов'язково включають високочутливі підсилювачі біопотенціалів, системи аналогової та цифрової фільтрації, аналого-цифрові перетворювачі та комп'ютерні засоби обробки даних.

Розвиток цифрових технологій та комп'ютерної техніки суттєво розширив можливості міографічної діагностики. Використання сучасних методів цифрової обробки сигналів дозволяє здійснювати автоматичне виділення інформативних параметрів міосигналів, спектральний аналіз, статистичне оцінювання характеристик сигналу та класифікацію функціонального стану м'язів.

Важливим етапом розвитку сучасної міографії стало впровадження комп'ютеризованих систем аналізу біомедичних сигналів. Такі системи забезпечують не лише реєстрацію та збереження міосигналів, а й автоматизований аналіз даних у режимі реального часу. Сучасне програмне забезпечення дозволяє будувати графічні залежності сигналів, виконувати частотний аналіз, визначати параметри м'язової активності та формувати діагностичні висновки. Це значно підвищує точність та швидкість проведення досліджень, а також зменшує вплив суб'єктивного фактора під час інтерпретації результатів.

Таким чином, міографія є одним із найбільш перспективних та інформативних методів дослідження функціонального стану м'язів людини. Поєднання сучасних електронних засобів реєстрації біосигналів із комп'ютерними методами їх обробки створює широкі можливості для розвитку систем функціональної діагностики, реабілітації та біонічного керування. Це обумовлює актуальність розроблення сучасних комп'ютерних

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

міографічних систем, здатних забезпечити високу точність реєстрації, автоматизовану обробку та ефективний аналіз міографічних сигналів у клінічній і науково-дослідній практиці.

1.1.2 Огляд існуючих систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів

На сьогодні існує значна кількість сучасних систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів, які використовуються у медичній діагностиці, спортивній медицині, реабілітації, біонічному протезуванні та наукових дослідженнях. Сучасні ЕМГ-комплекси забезпечують реєстрацію електричної активності м'язів, її підсилення, цифрову обробку, аналіз та візуалізацію результатів дослідження. Більшість сучасних систем базуються на використанні поверхневих електродів, бездротового передавання даних та комп'ютерних методів аналізу сигналів.

Однією з найбільш поширених сучасних систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів є система Noraxon Ultium EMG, яка використовується у спортивній медицині, біомеханіці, реабілітації та наукових дослідженнях. Дана система належить до професійних багатоканальних бездротових комплексів поверхневої електроміографії та забезпечує високоточну реєстрацію електричної активності м'язів у режимі реального часу. Система використовує компактні бездротові сенсори, що кріпляться безпосередньо на тілі людини в області досліджуваних м'язів. Кожен сенсор містить вбудований підсилювач, аналого-цифровий перетворювач та модуль бездротового передавання даних.

Система забезпечує реєстрацію ЕМГ-сигналів із високою частотою дискретизації та низьким рівнем шумів, що дозволяє виконувати точний аналіз функціонального стану м'язів. Важливою особливістю комплексу є можливість одночасної реєстрації декількох каналів ЕМГ-сигналів та синхронізації з інерціальними датчиками руху IMU. Це дозволяє одночасно

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

аналізувати електричну активність м'язів та параметри руху людини під час виконання фізичних вправ або реабілітаційних процедур.

Зовнішній вигляд системи Noraxon Ultium EMG наведено на рис. 1.7.



Рисунок 1.7 – Система реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів Noraxon Ultium EMG [15]

Для комп'ютерної обробки сигналів використовується спеціалізоване програмне забезпечення MyoResearch XP (рис.1.8), яке забезпечує цифрову фільтрацію, спектральний аналіз, статистичну обробку та візуалізацію ЕМГ-сигналів.

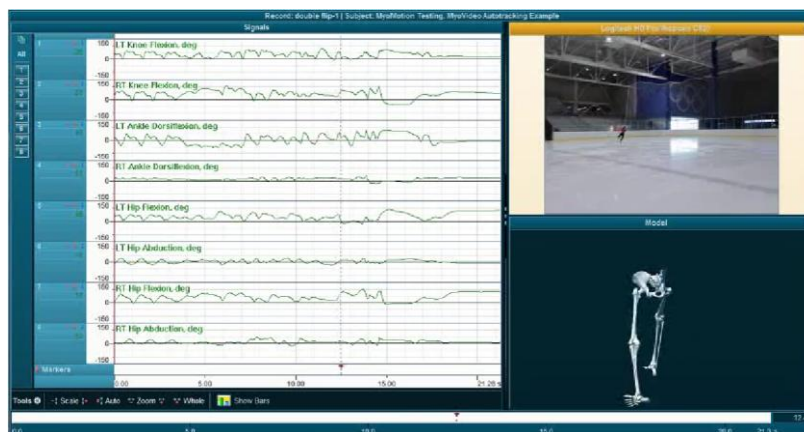


Рисунок 1.8 – Графічний інтерфейс ПЗ MyoResearch XP

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Програмний комплекс дозволяє визначати середню амплітуду сигналу, середньоквадратичне значення, спектральну щільність потужності та інші характеристики, необхідні для оцінювання функціонального стану нервово-м'язової системи.

Ще однією сучасною системою реєстрації ЕМГ-сигналів є Delsys Trigno Wireless EMG System, яка широко використовується у біомеханічних дослідженнях, робототехніці, спортивній медицині та системах біонічного протезування. Дана система являє собою багатоканальний бездротовий комплекс поверхневої електроміографії, який забезпечує високоточну реєстрацію електричної активності м'язів та передачу даних до комп'ютера у режимі реального часу.

Основною особливістю системи є використання компактних бездротових сенсорів із вбудованими інструментальними підсилювачами та цифровими фільтрами. Це дозволяє суттєво зменшити вплив зовнішніх електромагнітних завад та підвищити якість реєстрації сигналу. Система підтримує інтеграцію з програмними середовищами MATLAB, Python та іншими платформами комп'ютерної обробки даних через спеціалізований API-інтерфейс.

Зовнішній вигляд системи Delsys Trigno наведено на рис. 1.9.



Рисунок 1.9 – Бездротова система реєстрації ЕМГ-сигналів Delsys Trigno [16]

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		19

Для аналізу та візуалізації сигналів використовується програмне забезпечення Trigno Discover, яке дозволяє здійснювати цифрову обробку ЕМГ-сигналів, будувати часові та спектральні характеристики, виконувати аналіз м'язової активності та проводити синхронізацію з іншими біомедичними системами.



Рисунок 1.9 – Графічний інтерфейс ПЗ Trigno Discover [17]

Для навчальних та експериментальних досліджень широко використовується модуль MyoWare 2.0 Muscle Sensor, який являє собою компактну систему поверхневої електроміографії для реєстрації електричної активності м'язів. Даний модуль використовується у студентських проєктах, робототехніці, біонічному протезуванні та системах керування технічними пристроями за допомогою ЕМГ-сигналів.

Модуль містить вбудований інструментальний підсилювач, аналогові фільтри та схему попередньої обробки сигналу. Реєстрація електричної активності здійснюється за допомогою поверхневих електродів, після чого сигнал надходить до мікроконтролера або персонального комп'ютера для подальшої цифрової обробки. Основними перевагами системи є низька вартість, простота підключення та компактність конструкції.

Модуль MyoWare 2.0 Muscle Sensor наведено на рис. 1.10.

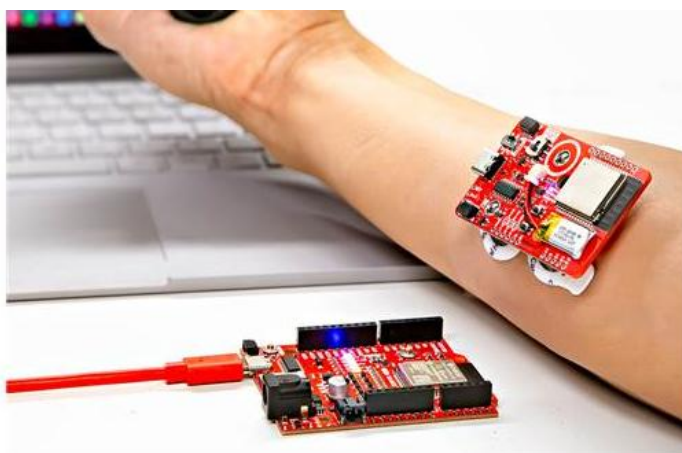


Рисунок 1.10 – Модуль реєстрації ЕМГ-сигналів MyoWare 2.0 Muscle Sensor [18]

Однією із сучасних компактних систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів є система Myo armband компанії Thalmic Labs, яка широко використовується у біомедичних дослідженнях, робототехніці, системах керування жестами та біонічному протезуванні. Дана система являє собою багатоканальний бездротовий комплекс поверхневої електроміографії, призначений для реєстрації електричної активності м'язів передпліччя та аналізу рухів руки.

Основною особливістю системи є використання восьми поверхневих електродів, рівномірно розташованих по внутрішній поверхні браслета. Це дозволяє одночасно реєструвати ЕМГ-сигнали з різних груп м'язів передпліччя та виконувати багатоканальний аналіз м'язової активності. Отримані сигнали підсилюються, проходять аналого-цифрове перетворення та передаються через Bluetooth до персонального комп'ютера або мобільного пристрою для подальшої цифрової обробки.

Важливою перевагою системи є компактність конструкції, мобільність та можливість роботи у режимі реального часу. Крім електроміографічних сенсорів, система містить акселерометр та гіроскоп, що дозволяє одночасно

аналізувати електричну активність м'язів та параметри руху руки. Завдяки цьому система широко використовується у задачах розпізнавання жестів, керування роботизованими пристроями та дослідження рухової активності людини.

Зовнішній вигляд системи Muo armband наведено на рис. 1.11.

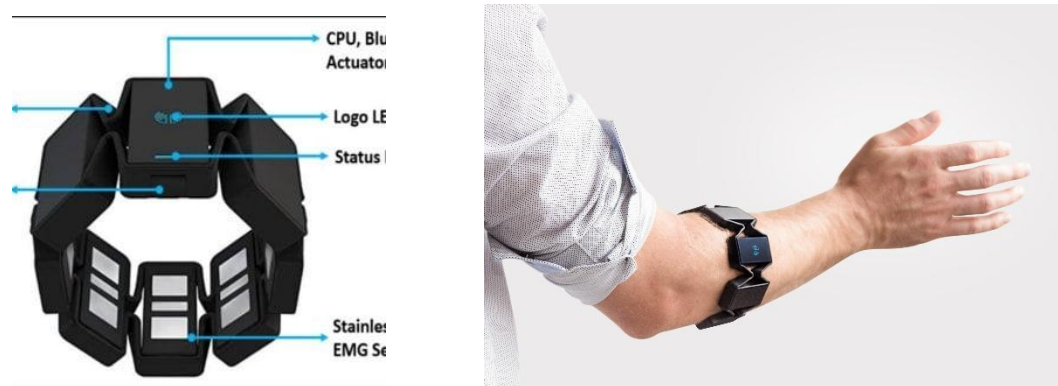


Рисунок 1.10 – Бездротова система реєстрації ЕМГ-сигналів Muo armband [19]

Для роботи із сигналами система підтримує передавання даних до програмних середовищ MATLAB, Python та інших платформ цифрової обробки сигналів. Це дозволяє реалізовувати алгоритми фільтрації, вейвлет-аналізу, виділення інформативних параметрів та автоматизованого розпізнавання рухів.

На основі системи Muo armband сформовано відкриту базу даних EMG Data for Gestures, яка містить багатоканальні ЕМГ-сигнали, зареєстровані під час виконання різних жестів руки. Дана база даних широко використовується у дослідженнях методів цифрової обробки біомедичних сигналів, машинного навчання та систем керування біонічними пристроями.

Для взаємодії із системою Muo armband використовувалось спеціалізоване програмне забезпечення Muo Connect, яке забезпечувало підключення пристрою, калібрування сенсорів, реєстрацію жестів та передавання ЕМГ-сигналів до комп'ютера у режимі реального часу.

Програмне забезпечення підтримувало роботу з SDK та дозволяло інтегрувати систему із середовищами MATLAB, Python та іншими платформами цифрової обробки сигналів. Графічний інтерфейс ПЗ Myo Connect наведено на рис. 1.11.

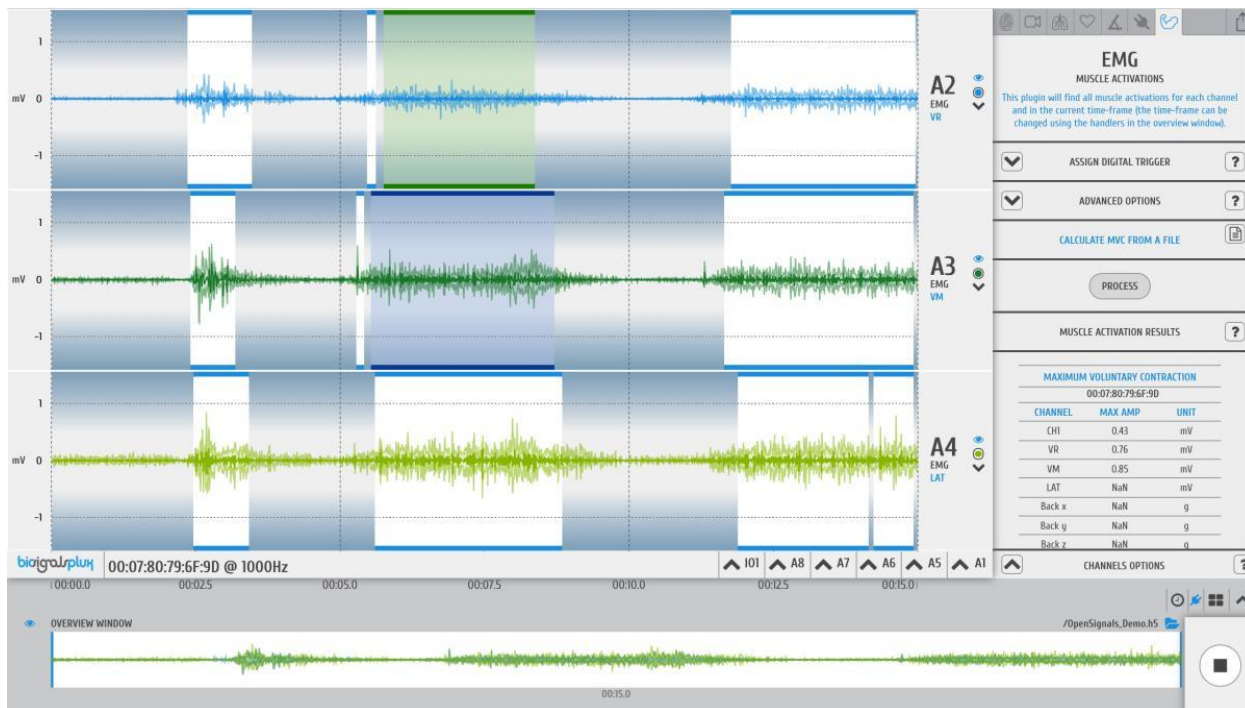


Рисунок 1.12 – Графічний інтерфейс ПЗ Myo Connect [20]

Програмне забезпечення Myo Connect забезпечує підключення Myo armband, калібрування системи, розпізнавання жестів та передавання ЕМГ-сигналів до зовнішніх програмних середовищ для подальшої цифрової обробки.

Аналіз існуючих систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів показує, що сучасні комплекси характеризуються високою точністю вимірювання, використанням бездротових технологій передавання даних, широкими можливостями цифрової обробки сигналів та підтримкою багатоканального режиму роботи. Разом із тим більшість професійних систем мають високу вартість та складність реалізації, що обумовлює актуальність розроблення більш доступних комп'ютерних міографічних систем для медичних, наукових та навчальних задач.

1.2 Обґрунтування актуальності розроблення системи

Розроблення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини є актуальним завданням сучасної біомедичної інженерії, оскільки електроміографія належить до найбільш інформативних методів дослідження функціонального стану нервово-м'язової системи. Електрична активність м'язів відображає характер їх збудження, скорочення, рівень навантаження, ступінь втоми, а також можливі порушення нервово-м'язової передачі. Тому реєстрація та аналіз ЕМГ-сигналів мають важливе значення для медичної діагностики, реабілітації, спортивної медицини, протезування та наукових досліджень.

Актуальність теми посилюється тим, що порушення роботи м'язової та нервово-м'язової систем можуть виникати внаслідок травм, неврологічних захворювань, оперативних втручань, порушень рухової активності, тривалого фізичного навантаження або дегенеративних змін. Для об'єктивної оцінки таких станів недостатньо лише візуального огляду чи суб'єктивних скарг пацієнта. Необхідні інструментальні методи, які дозволяють кількісно оцінити активність м'язів, виявити зміни амплітудних і частотних характеристик сигналу та простежити динаміку відновлення функцій у процесі лікування або реабілітації.

Особливе значення міографічна діагностика має у реабілітаційній медицині. Після травм, інсультів, уражень периферичних нервів або хірургічних втручань важливо контролювати, наскільки ефективно відновлюється м'язова активність. Комп'ютерна система аналізу ЕМГ-сигналів дає змогу проводити моніторинг стану м'язів у динаміці, порівнювати результати досліджень у різні періоди та оцінювати ефективність реабілітаційних заходів. Це дозволяє підвищити об'єктивність прийняття клінічних рішень і адаптувати програму відновлення до індивідуальних особливостей пацієнта.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		24

Важливим напрямом застосування ЕМГ-сигналів є біонічне протезування та керування технічними пристроями. Електрична активність м'язів може використовуватися як керуючий сигнал для протезів верхніх кінцівок, екзоскелетів, роботизованих реабілітаційних систем та інших засобів assistive-технологій. У цьому випадку якість реєстрації та обробки ЕМГ-сигналів безпосередньо впливає на точність розпізнавання рухових намірів користувача та ефективність роботи пристрою. Тому створення доступних комп'ютерних систем, здатних не лише реєструвати, а й обробляти ЕМГ-сигнали, є важливим етапом розвитку сучасних біомедичних технологій.

Попри наявність комерційних систем, таких як Noraxon Ultium EMG, Delsys Trigno, Biometrics Ltd та інших, їх використання часто обмежується високою вартістю, складністю налаштування, необхідністю спеціалізованого програмного забезпечення та орієнтацією переважно на професійні лабораторії або клінічні центри. Для навчальних, дослідницьких і прикладних задач доцільним є розроблення більш доступної комп'ютерної міографічної системи, яка поєднуватиме базові функції реєстрації, цифрової обробки, аналізу та візуалізації ЕМГ-сигналів.

Окрему проблему становить складність самого ЕМГ-сигналу. Він має малу амплітуду, нестационарну структуру, широкий частотний діапазон і значну чутливість до шумів та артефактів. На якість реєстрації впливають розміщення електродів, електричний опір шкіри, рухи пацієнта, зовнішні електромагнітні завади та перехресна активність сусідніх м'язів. Тому ефективна комп'ютерна система повинна забезпечувати не лише реєстрацію сигналу, а й його попередню фільтрацію, нормалізацію, виділення інформативних ознак та подальший аналіз.

Значну роль у підвищенні ефективності ЕМГ-діагностики відіграє програмне забезпечення. Саме програмна частина дозволяє реалізувати алгоритми цифрової обробки сигналів, будувати графіки у часовій та частотній областях, обчислювати статистичні параметри, порівнювати результати різних досліджень і формувати висновки щодо функціонального

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		25

стану м'язів. Використання програмних платформ є доцільним, оскільки вони мають розвинені засоби математичного моделювання, цифрової обробки сигналів, побудови графічного інтерфейсу та візуалізації результатів.

Таким чином, актуальність розроблення комп'ютерної міографічної системи зумовлена потребою у доступному, зручному та функціональному засобі для реєстрації й аналізу ЕМГ-сигналів. Така система дозволить підвищити об'єктивність оцінювання функціонального стану м'язів, автоматизувати процес обробки біомедичних сигналів, забезпечити наочне подання результатів дослідження та створити основу для подальшого вдосконалення методів діагностики, реабілітації й керування біонічними пристроями.

1.3 Основні підходи до вирішення поставленої задачі

Розроблення комп'ютерної міографічної системи потребує комплексного підходу, який поєднує технічні, математичні, алгоритмічні та програмні рішення. Основна мета такого підходу полягає у забезпеченні якісної реєстрації ЕМГ-сигналів, їх збереження, обробки, аналізу та наочного подання результатів для оцінювання функціонального стану м'язів людини.

1.3.1 Розроблення апаратної частини комп'ютерної системи та використання бази даних ЕМГ-сигналів

Розроблення апаратної частини є основою створення комп'ютерної міографічної системи, оскільки саме технічне забезпечення визначає якість реєстрації ЕМГ-сигналів, рівень шумів, точність вимірювання та можливість подальшої цифрової обробки. ЕМГ-сигнал має малу амплітуду, складну нестационарну структуру та високу чутливість до зовнішніх завад, тому для його реєстрації необхідно використовувати спеціалізовані технічні засоби.

Апаратна частина системи повинна забезпечувати зняття електричної активності м'язів за допомогою електродів, підсилення слабкого

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

біоелектричного сигналу, попередню фільтрацію, аналого-цифрове перетворення та передавання даних до комп'ютера. До її складу доцільно включити поверхневі Ag/AgCl-електроди, інструментальний підсилювач, смугові та режекторні фільтри, аналого-цифровий перетворювач, мікроконтролерний модуль та інтерфейс передавання даних.

Особливе значення має формування бази даних ЕМГ-сигналів. Накопичення цифрових реалізацій сигналів дозволяє виконувати порівняльний аналіз, досліджувати зміни параметрів сигналу в динаміці, порівнювати поточні результати з еталонними сигналами та створювати основу для автоматизованої класифікації. Така база даних може містити сигнали у нормальному стані, при різних рівнях м'язового навантаження, втомі або патологічних змінах.

Використання бази даних ЕМГ-сигналів підвищує об'єктивність аналізу, оскільки система працює не лише з окремим вимірюванням, а з накопиченим масивом біомедичної інформації. Це створює передумови для застосування методів машинного навчання, автоматичного розпізнавання рухів та оцінювання функціонального стану м'язів людини.

1.3.2 Формування математичного забезпечення системи

Математичне забезпечення комп'ютерної міографічної системи необхідне для опису, обробки та аналізу ЕМГ-сигналів. Оскільки ЕМГ-сигнал є складним нестационарним біомедичним процесом, його аналіз потребує створення математичної моделі, яка враховує часову змінність, частотну структуру, випадкові складові, шуми та артефакти.

Побудова математичної моделі ЕМГ-сигналу є важливою передумовою вибору методів цифрової обробки. Саме структура моделі визначає, які характеристики сигналу необхідно виділяти, які методи фільтрації застосовувати та які параметри використовувати для подальшого аналізу. Модель дозволяє формалізувати процес формування ЕМГ-сигналу та створити основу для обґрунтованої побудови алгоритмів обробки.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для аналізу ЕМГ-сигналів доцільно використовувати методи вейвлет-обробки, оскільки вони дають змогу одночасно досліджувати часові та частотні характеристики сигналу. На відміну від класичного спектрального аналізу, вейвлет-перетворення ефективно працює з нестационарними сигналами, дозволяє виділяти локальні зміни електричної активності м'язів, пригнічувати шуми та досліджувати динаміку частотних складових.

Важливою перевагою вейвлет-аналізу є можливість використання різних базисів: Daubechies, Symlets, Coiflets, Haar та інших. Кожен із них має власні властивості та по-різному відображає структуру ЕМГ-сигналу. Порівняння результатів обробки у різних базисах дозволяє вибрати найбільш ефективний підхід для конкретної задачі, зокрема для аналізу м'язової активності, втоми, патологічних змін або розпізнавання рухів.

Таким чином, математичне забезпечення системи повинно базуватися на математичній моделі ЕМГ-сигналу та методах вейвлет-обробки у різних базисах, що забезпечує ефективне виділення інформативних характеристик сигналу.

1.3.3 Побудова алгоритмів обробки ЕМГ-сигналів

Алгоритмічне забезпечення визначає послідовність дій, необхідних для перетворення зареєстрованого ЕМГ-сигналу в набір інформативних параметрів. Побудова алгоритмів є необхідною, оскільки необроблений ЕМГ-сигнал містить шуми, артефакти руху, мережеві завади та випадкові складові, які ускладнюють його інтерпретацію.

Основна послідовність обробки повинна включати реєстрацію сигналу, його оцифрування, збереження у базі даних, попередню фільтрацію, нормалізацію, вейвлет-декомпозицію, виділення інформативних ознак та візуалізацію результатів. Такий алгоритм дозволяє забезпечити системний підхід до аналізу ЕМГ-сигналів і зменшити вплив суб'єктивного фактора під час оцінювання результатів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Особливе місце в алгоритмах займає вейвлет-обробка, яка дозволяє виконувати багаторівневий аналіз сигналу. На кожному рівні декомпозиції можна отримати складові, що відповідають різним частотним діапазонам, і виділити ті компоненти, які мають найбільше діагностичне значення. Після цього на основі отриманих вейвлет-коефіцієнтів можуть визначатися амплітудні, енергетичні та статистичні характеристики сигналу.

Результати алгоритмічної обробки можуть використовуватися для порівняння різних ЕМГ-сигналів, оцінювання рівня м'язової активності, виявлення ознак втоми або патологічних змін. Тому побудова алгоритмів обробки є ключовою умовою створення ефективної комп'ютерної міографічної системи.

1.3.4 Створення програмного забезпечення системи

Програмне забезпечення є складовою, яка об'єднує апаратну частину, базу даних, математичні методи та алгоритми обробки в єдину комп'ютерну систему. Воно повинно забезпечувати приймання ЕМГ-сигналів, їх збереження, цифрову обробку, аналіз, візуалізацію та формування результатів дослідження.

Основними функціями програмного забезпечення є завантаження або реєстрація ЕМГ-сигналів, попередня фільтрація, виконання вейвлет-обробки у різних базисах, порівняння результатів, побудова графіків та збереження отриманих даних. Важливо, щоб програмний комплекс мав зручний графічний інтерфейс, який дозволяє користувачу працювати із сигналами без необхідності безпосереднього редагування програмного коду.

Доцільним середовищем для реалізації програмного забезпечення є MATLAB App Designer. MATLAB має розвинені засоби цифрової обробки сигналів, інструменти вейвлет-аналізу, графічної візуалізації та роботи з масивами даних. App Designer дозволяє створити інтерактивний інтерфейс із кнопками, меню, графічними областями та елементами керування, що робить систему зручною для практичного використання.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таким чином, створення програмного забезпечення забезпечує практичну реалізацію комп'ютерної міографічної системи та дозволяє автоматизувати процеси обробки, аналізу й візуалізації ЕМГ-сигналів.

1.4 Висновки до розділу 1

У розділі розглянуто теоретичні основи міографії як методу дослідження функціонального стану м'язів людини. Встановлено, що міографія базується на реєстрації електричної активності м'язових волокон, яка формується внаслідок збудження та скорочення м'язів під дією нервових імпульсів. Показано, що ЕМГ-сигнал є складним біомедичним процесом із нестационарною структурою, широким частотним діапазоном та високою чутливістю до шумів і артефактів.

Проведено огляд сучасних систем реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів. Проаналізовано функціональні можливості професійних і навчально-дослідних рішень, зокрема систем Noraxon Ultium EMG, Delsys Trigno та MyoWare 2.0 Muscle Sensor. Встановлено, що сучасні ЕМГ-системи забезпечують високоточну реєстрацію сигналів, цифрову фільтрацію, візуалізацію, аналіз м'язової активності та підтримку багатоканального режиму роботи. Водночас більшість професійних систем мають високу вартість і потребують спеціалізованого програмного забезпечення, що обґрунтовує доцільність розроблення доступної комп'ютерної міографічної системи.

Обґрунтовано актуальність розроблення системи для діагностики стану м'язів людини. Показано, що така система є важливою для медичної діагностики, реабілітації, спортивної медицини, наукових досліджень і біонічного протезування. Її застосування дозволяє підвищити об'єктивність оцінювання функціонального стану м'язів, автоматизувати обробку ЕМГ-сигналів і забезпечити наочне подання результатів дослідження.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Визначено основні підходи до вирішення поставленої задачі. Вони передбачають розроблення апаратної частини системи, використання бази даних ЕМГ-сигналів, формування математичної моделі сигналу, застосування методів вейвлет-обробки у різних базисах, побудову алгоритмів цифрової обробки та створення програмного забезпечення з графічним інтерфейсом. Отже, результати аналітичного розділу створюють основу для подальшого проєктування комп'ютерної міографічної системи.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Структура та технічне забезпечення комп'ютерної міографічної системи

Для реалізації комп'ютерної міографічної системи у роботі доцільним є використання існуючих професійних систем реєстрації електроміографічних сигналів та сформованих на їх основі відкритих баз даних ЕМГ-сигналів. Такий підхід дозволяє використовувати реальні біомедичні сигнали, зареєстровані за допомогою спеціалізованих технічних засобів, що забезпечує достовірність досліджень та можливість ефективного тестування алгоритмів цифрової обробки сигналів.

У роботі пропонується використання системи Muo armband компанії Thalmic Labs, яка є компактною багатоканальною системою реєстрації ЕМГ-сигналів та розпізнавання рухів руки. Дана система широко застосовується у дослідженнях біомедичних сигналів, системах керування жестами, біонічному протезуванні та задачах машинного навчання.

Система Muo armband являє собою браслет, що розміщується на передпліччі користувача та забезпечує реєстрацію електричної активності м'язів за допомогою восьми поверхневих електродів. Електроди рівномірно розташовані по внутрішній поверхні браслета, що дозволяє одночасно реєструвати ЕМГ-сигнали з різних груп м'язів передпліччя. До складу системи також входять підсилювачі біопотенціалів, аналого-цифровий перетворювач, мікроконтролер та модуль бездротового передавання даних Bluetooth.

Реєстрація ЕМГ-сигналів у системі здійснюється у режимі реального часу. Отримані сигнали підсилюються, оцифровуються та передаються до персонального комп'ютера або мобільного пристрою для подальшої цифрової обробки та аналізу. Крім електроміографічних сенсорів, система містить

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

інерціальні датчики руху, що дозволяє одночасно аналізувати електричну активність м'язів та параметри руху руки.

Структуру системи реєстрації ЕМГ-сигналів Muo armband наведено на рис. 2.1.

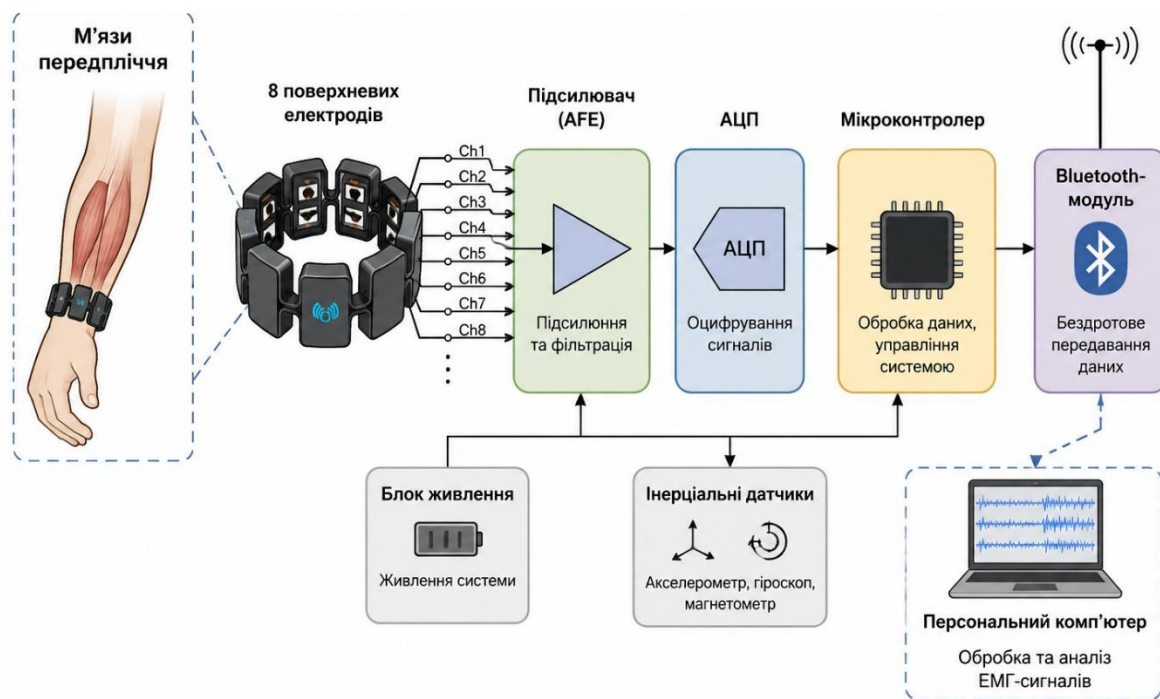


Рисунок 2.1 – Структурна схема системи реєстрації ЕМГ-сигналів Muo armband

Система Muo armband забезпечує багатоканальну реєстрацію електричної активності м'язів, оцифрування ЕМГ-сигналів та їх передавання до комп'ютерної системи для подальшої цифрової обробки.

Для дослідження методів обробки ЕМГ-сигналів у роботі використовується відкрита база даних EMG Data for Gestures, сформована на основі сигналів, зареєстрованих системою Muo armband. База даних розміщена у відкритому доступі на платформі UCI Machine Learning Repository та містить багатоканальні ЕМГ-сигнали, отримані під час виконання різних жестів та рухів руки.

База даних включає сигнали з восьми каналів системи Myo armband та містить реальні ЕМГ-сигнали із характерними шумами, артефактами та змінами часово-частотної структури. Це дає змогу використовувати її для тестування алгоритмів цифрової фільтрації, вейвлет-обробки, виділення інформативних ознак та автоматизованого аналізу ЕМГ-сигналів.

Вигляд сайту бази даних ЕМГ-сигналів із системи Myo armband наведено на рис. 2.2.

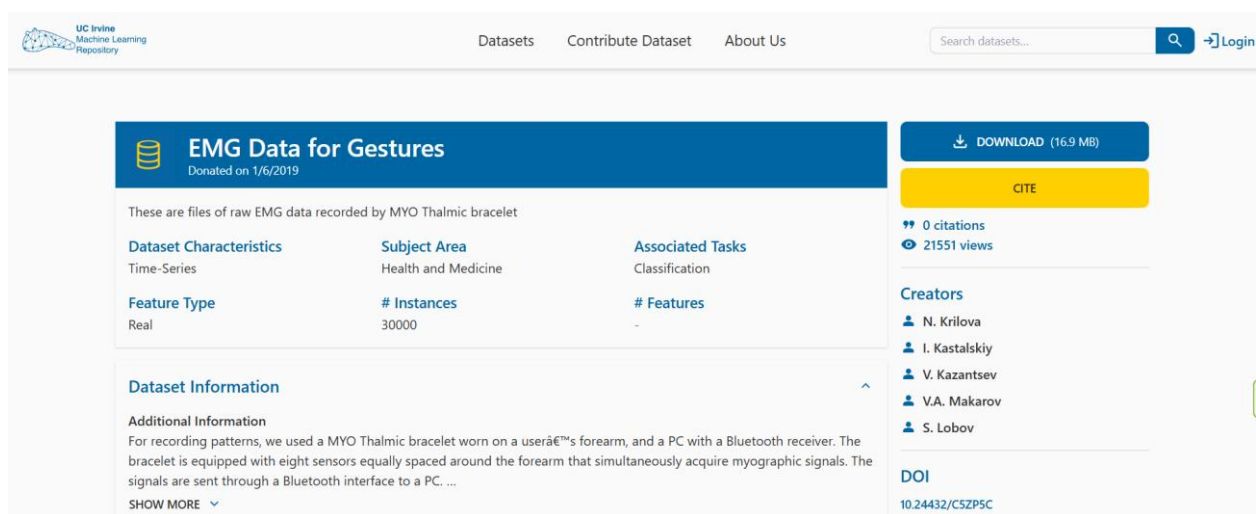


Рисунок 2.2 – Вигляд сторінки бази даних ЕМГ-сигналів системи Myo armband із бази даних EMG Data for Gestures [21]

Використання відкритої бази даних ЕМГ-сигналів дозволяє проводити дослідження методів цифрової обробки на реальних ЕМГ-сигналах та оцінювати ефективність алгоритмів аналізу електричної активності м'язів.

На рис.2.3 представлено методику проведення експерименту з реєстрації багатоканальних ЕМГ-сигналів системою Myo armband під час виконання стискання кулака. У процесі дослідження чергуються фази спокою та активного скорочення м'язів передпліччя. Під час фаз спокою кисть знаходиться у розслабленому стані, а рівень ЕМГ-активності наближається до фонового значення. У моменти стискання кулака спостерігається збільшення

амплітуди та щільності коливань ЕМГ-сигналу, що відповідає активації м'язових волокон.

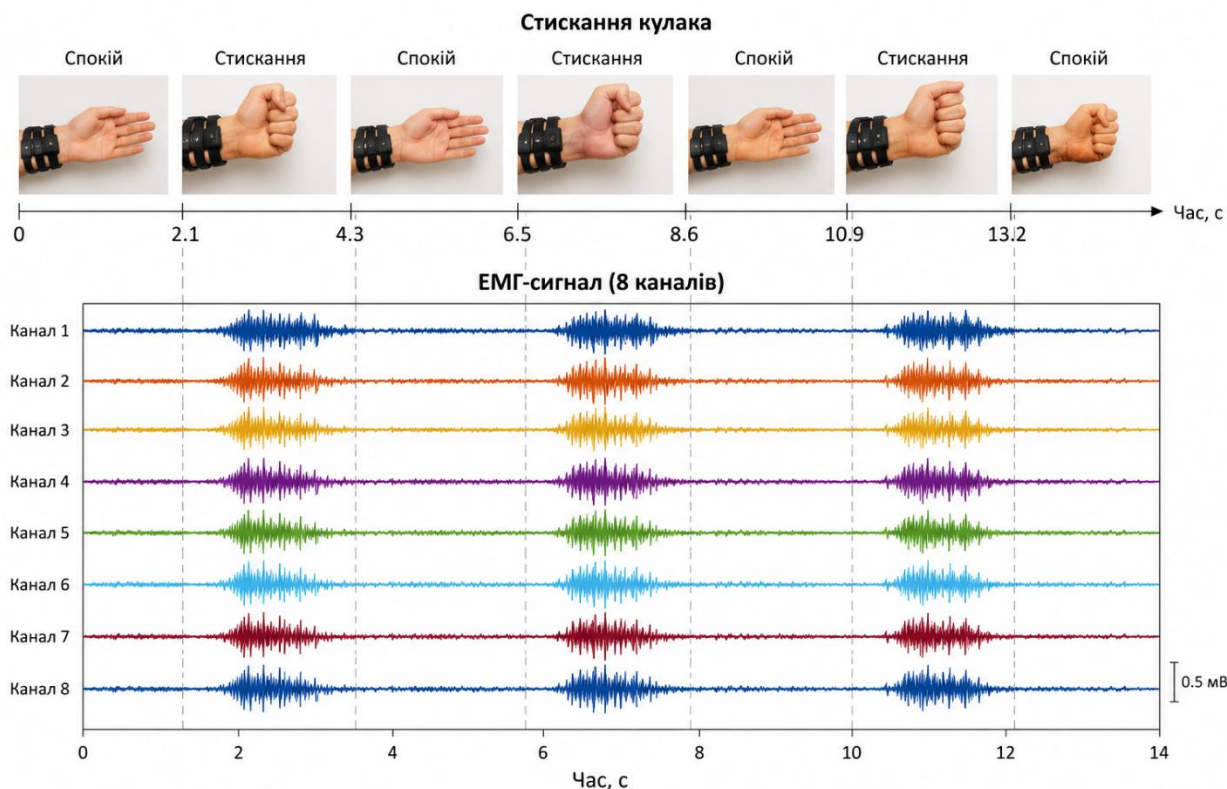


Рисунок 2.3 – Часова структура багатоканального ЕМГ-сигналу під час фаз спокою та стискання кулака

Для дослідження функціонального стану м'язів передпліччя використано 8-ми каналні ЕМГ-сигнали, зареєстровані системою Muo armband та представлені у відкритій базі даних EMG Data for Gestures. Дослідження проводилось для двох станів руки: у нормальному функціональному стані та при м'язовій втомі під час стискання кулака. Сигнали містять 8 каналів реєстрації електричної активності м'язів і записані з частотою дискретизації 200 Гц.

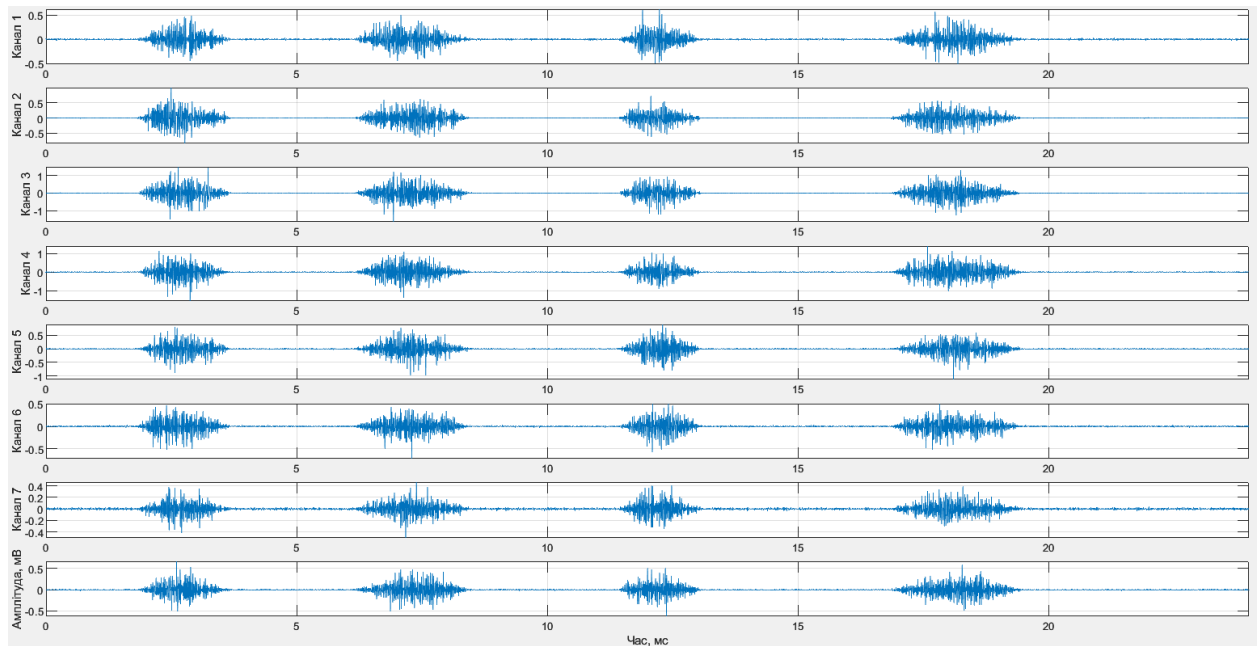


Рисунок 2.2 – Приклад ЕМГ-сигналу у стані спокою з бази EMG Data for Gestures

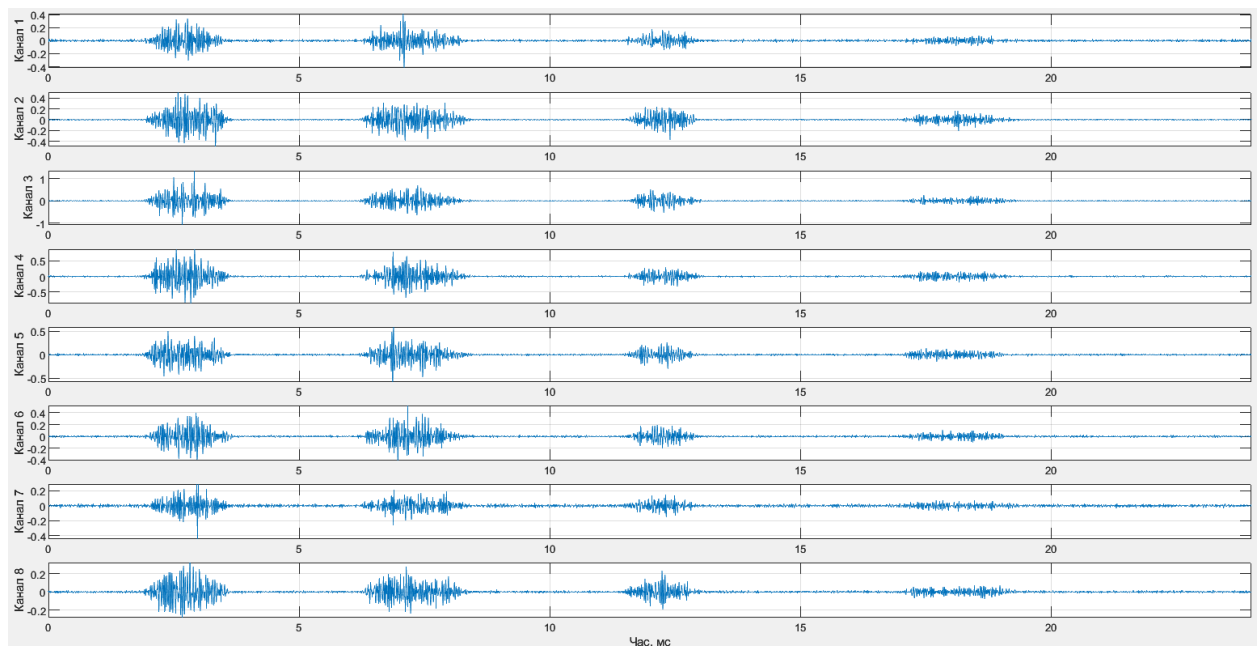


Рисунок 2.3 – Багатоканальний ЕМГ-сигнал під час стискання кулака з бази при м'язовій втомі EMG Data for Gestures

Під час стискання кулака у сигналах спостерігається збільшення амплітуди та щільності коливань, що відповідає активації м'язів передпліччя.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ЕМГ-сигнали у стані м'язової втоми характеризуються поступовим зменшенням амплітуди, енергії та стабільності електричної активності під час повторних скорочень. Такі зміни відповідають зниженню функціональної активності м'язів при тривалому навантаженні.

Отримані сигнали можуть використовуватись для дослідження методів цифрової обробки ЕМГ-сигналів, вейвлет-аналізу та оцінювання функціонального стану м'язів людини.

2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини

2.2.1 Розроблення математичної моделі ЕМГ-сигналу

Важливим етапом розроблення комп'ютерної міографічної системи є створення математичної моделі ЕМГ-сигналу, яка дозволяє описати процес формування електричної активності м'язів та забезпечити можливість подальшої реалізації алгоритмів цифрової обробки у середовищі MATLAB. Використання математичної моделі дає можливість досліджувати часові та спектральні характеристики сигналу, аналізувати зміни функціонального стану м'язів, а також моделювати різні режими роботи нервово-м'язової системи.

ЕМГ-сигнал є складним нестационарним випадковим процесом, параметри якого змінюються у часі залежно від рівня м'язової активності. Під час скорочення м'язів у сигналі зростає амплітуда та енергетична насиченість, тоді як у фазах спокою сигнал наближається до фонового рівня. Крім корисної складової, ЕМГ-сигнал містить шуми, мережеві завади та артефакти руху, які необхідно враховувати під час побудови математичної моделі.

Для опису ЕМГ-сигналу доцільно використовувати адитивну модель, згідно з якою сигнал можна представити у вигляді суми корисної складової, шумів та завад:

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

$$x(t) = s(t) + n(t) + a(t), \quad (2.1)$$

де $x(t)$ – зареєстрований ЕМГ-сигнал;

$s(t)$ – корисна складова сигналу, обумовлена електричною активністю м'язів;

$n(t)$ – шумова складова;

$a(t)$ – артефакти та зовнішні завади.

Корисну складову ЕМГ-сигналу доцільно описувати як модульований випадковий процес, амплітуда якого змінюється залежно від рівня активації м'язів:

$$s(t) = A_0(t)r(t), \quad (2.2)$$

де $A(t)$ – огинаюча сигналу, що описує зміну рівня м'язової активності;

$r(t)$ – випадковий процес, який моделює електричну активність моторних одиниць.

Для моделювання фаз стискання кулака та спокою використовується функція огинаючої $A(t)$, яка забезпечує плавний перехід між активними та неактивними ділянками сигналу. У фазах скорочення значення огинаючої зростає, що призводить до збільшення амплітуди ЕМГ-сигналу, тоді як у фазах спокою вона наближається до нуля.

Математична модель також повинна враховувати наявність мережевої завади промислової частоти:

$$n_{50}(t) = B \sin(2\pi ft + \varphi), \quad (2.3)$$

де B – амплітуда мережевої завади;

$f=50$ Гц – частота мережі;

φ – початкова фаза сигналу.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для дослідження м'язової втоми у модель вводиться коефіцієнт зниження активності м'язів:

$$A_f(t) = k(t)A(t), \quad (2.4)$$

де $A_f(t)$ – огибаюча сигналу при м'язовій втомі;

$k(t)$ – коефіцієнт зниження активності м'язів, який змінюється у часі та поступово зменшує амплітуду сигналу.

Така модель дозволяє відтворювати характерні особливості реальних ЕМГ-сигналів, зареєстрованих системою Muo armband, зокрема:

- фази спокою та скорочення;
- зміну амплітуди сигналу;
- багатоканальну структуру;
- випадковий характер електричної активності;
- появу шумів та артефактів;
- ефекти м'язової втоми.

Розроблена математична модель є придатною для реалізації у середовищі MATLAB. Використання вбудованих функцій генерації випадкових процесів, цифрової фільтрації та спектральної обробки дає змогу формувати модельні ЕМГ-сигнали, виконувати їх візуалізацію та досліджувати методи ЦОС у різних режимах функціонування м'язової системи.

При розробленні коду ПЗ моделювання ЕМГ-сигналу використано адитивну модель, у якій сигнал подається як сума корисної м'язової активності, фонові активності та шумових складових. Активні ділянки відповідають фазам стискання кулака, а ділянки з малою амплітудою – фазам спокою. Для моделювання м'язової втоми амплітуда кожного наступного скорочення поступово зменшується. На рис.2.4 наведено фрагмент ПЗ.

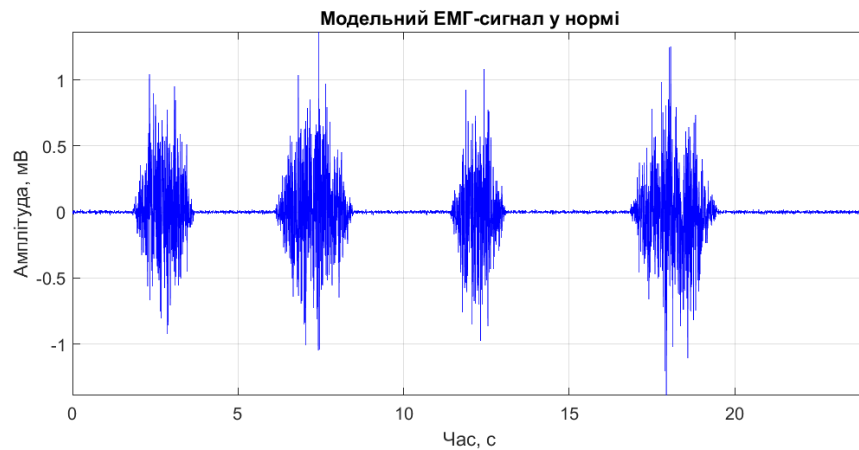
```

1 clear
2 clc
3 close all
4 fs = 200; % Частота дискретизації, Гц
5 T = 24; % Тривалість сигналу, с
6 t = 0:1/fs:T-1/fs;
7 N = length(t);
8 % Інтервали стискання кулака
9 segments = [1.8 3.7;
10 6.1 8.5;
11 11.4 13.1;
12 16.8 19.5];
13 % Ініціалізація сигналів
14 normal = 0.006*randn(1,N);
15 fatigue = 0.006*randn(1,N);
16 % Мережева завада 50 Гц
17 normal = normal + 0.001*sin(2*pi*50*t);
18 fatigue = fatigue + 0.001*sin(2*pi*50*t);
19 % Амплітуда сигналу
20 gain = 0.45;
21 % Коефіцієнти м'язової втоми
22 fatigue_scale = [0.75 0.56 0.37 0.18];
23 for i = 1:size(segments,1)
24
25     t1 = segments(i,1);
26     t2 = segments(i,2);
27     idx = t >= t1 & t <= t2;
28     tau = (t(idx)-t1)/(t2-t1);
29     % Плавна огинаюча
30     env = sin(pi*tau).^1.2;
31     % Нормальний сигнал
32     normal(idx) = normal(idx) + ...
33         gain*env.*randn(1,sum(idx));
34     % Сигнал при м'язовій втомі
35     fatigue(idx) = fatigue(idx) + ...
36         gain*fatigue_scale(i)*env.*randn(1,sum(idx));
37 end
38 % Нормальний ЕМГ-сигнал
39 figure(1)
40 plot(t,normal,'b')
41 grid on
42 xlabel('Час, с','FontSize',14)
43 ylabel('Амплітуда, мВ','FontSize',14)
44 axis tight
45 title('Модельний ЕМГ-сигнал у нормі','FontSize',16)
46 set(gca,'FontSize',12)
47 % ЕМГ-сигнал при м'язовій втомі
48 figure(2)
49 plot(t,fatigue,'r')
50 grid on
51 xlabel('Час, с','FontSize',14)
52 ylabel('Амплітуда, мВ','FontSize',14)
53 title('Модельний ЕМГ-сигнал при м'язовій втомі','FontSize',16)

```

Рисунок 2.4 – Фрагмент ПЗ моделювання ЕМГ-сигналу при стисканні кулака

На рис.2.5 наведено моделюванні ЕМГ-сигнали.



(а)



(б)

Рисунок 2.5 – Реалізації ЕМГ-сигналів при стисканні кулака:

а – норма; б – м'язова втома

									Арк.
									40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					

У результаті моделювання отримано ЕМГ-сигнали, структура яких наближена до реальних сигналів, зареєстрованих системою Muo armband, та дає змогу досліджувати зміни електричної активності м'язів у нормальному стані та при м'язовій втомі.

2.2.2 Методи комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналу

ЕМГ-сигнали характеризуються складною нестационарною структурою, наявністю шумів, артефактів руху та змінними часово-частотними характеристиками. У процесі реєстрації сигналів системою Muo armband на корисний сигнал додатково впливають мережева завада, фонові електроміографічна активність та зовнішні шуми. Тому для підвищення інформативності аналізу необхідним є використання ефективних методів цифрової обробки ЕМГ-сигналів.

Одним із найбільш ефективних методів обробки ЕМГ-сигналів є вейвлет-перетворення, оскільки воно дозволяє одночасно досліджувати часові та частотні характеристики сигналу. На відміну від класичного спектрального аналізу, вейвлет-обробка забезпечує локалізацію короткочасних змін сигналу у часі, що особливо важливо для аналізу електричної активності м'язів під час виконання рухів та розвитку м'язової втоми.

У роботі для аналізу ЕМГ-сигналів використовується дискретне вейвлет-перетворення, яке дає змогу виконувати багаторівневий розклад сигналу на апроксимуючі та деталізуючі складові різних частотних діапазонів. Загальний вигляд вейвлет-перетворення описується виразом:

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (2.5)$$

де $x(t)$ – ЕМГ-сигнал;

$\psi(t)$ – базисна вейвлет-функція;

a – параметр масштабу;

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

b – параметр часової локалізації.

Під час вейвлет-обробки сигнал розкладається на декілька рівнів деталізації. Апроксимуючі коефіцієнти описують низькочастотні складові сигналу, а деталізуючі коефіцієнти – високочастотні компоненти, які містять інформацію про швидкі зміни електричної активності м'язів.

Для обробки ЕМГ-сигналів у роботі використано базис Gaussian gaus4, який є одним з найбільш придатних для обробки біомедичних сигналів.

Вейвлет Gaussian gaus4 побудований на основі похідних гаусової функції та характеризується гладкою симетричною формою. Даний базис добре підходить для аналізу плавних змін сигналу та оцінювання зміни енергетичних характеристик ЕМГ-сигналу.

Базисна функція Gaussian визначається як похідна гаусової функції:

$$\psi(t) = \frac{d^n}{dt^n} \left(e^{-t^2} \right), \quad (2.6)$$

де n – порядок похідної;

для gaus4 використовується четверта похідна гаусової функції.

Базис Gaussian характеризується:

- гладкою структурою;
- хорошою симетричністю;
- ефективним аналізом плавних змін сигналу;
- чутливістю до зміни енергетичних параметрів ЕМГ-сигналу.

Завдяки цим властивостям базис gaus4 є ефективним для аналізу змін сигналу при розвитку м'язової втоми.

Для дослідження функціонального стану м'язів у роботі пропонується виконувати порівняльний аналіз результатів вейвлет-обробки сигналів у нормальному стані та при м'язовій втомі. Основна увага приділяється:

- зміні амплітуди сигналу;
- енергії вейвлет-коефіцієнтів;

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

- розподілу енергії по рівнях деталізації;
- зміні часово-частотної структури сигналу.

Під час розвитку м'язової втоми спостерігається зменшення амплітуди ЕМГ-сигналу, зниження енергетичної насиченості та зміщення спектральної енергії у нижчий частотний діапазон. Використання вейвлет-перетворення дозволяє ефективно виявляти такі зміни та оцінювати функціональний стан м'язів.

Використання вейвлет-обробки дозволяє підвищити інформативність аналізу ЕМГ-сигналів, покращити виділення корисної м'язової активності та забезпечити ефективне дослідження функціонального стану м'язів у нормі та при м'язовій втомі.

2.3 Розроблення алгоритмічного забезпечення комп'ютерної системи

Для реалізації програмного забезпечення комп'ютерної системи обробки ЕМГ-сигналів було розроблено алгоритм, який забезпечує послідовне виконання етапів зчитування сигналів, попередньої фільтрації, вейвлет-аналізу у базисі Gaussian gaus4, обчислення інформативних параметрів та візуалізації результатів аналізу. Блок-схему алгоритму наведено на рис. 2.6.

На початковому етапі роботи алгоритму виконується ініціалізація системи та налаштування параметрів обробки: задається частота дискретизації сигналу, номер каналу для аналізу, тип вейвлет-базису та діапазон масштабів. Далі здійснюється зчитування ЕМГ-сигналів із файлів нормального стану та стану м'язової втоми.

Після завантаження сигналів виконується попередня обробка, яка включає видалення постійної складової та смугову фільтрацію сигналу в діапазоні 20-90 Гц. Це дозволяє зменшити вплив шумів, артефактів та низькочастотних завад.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

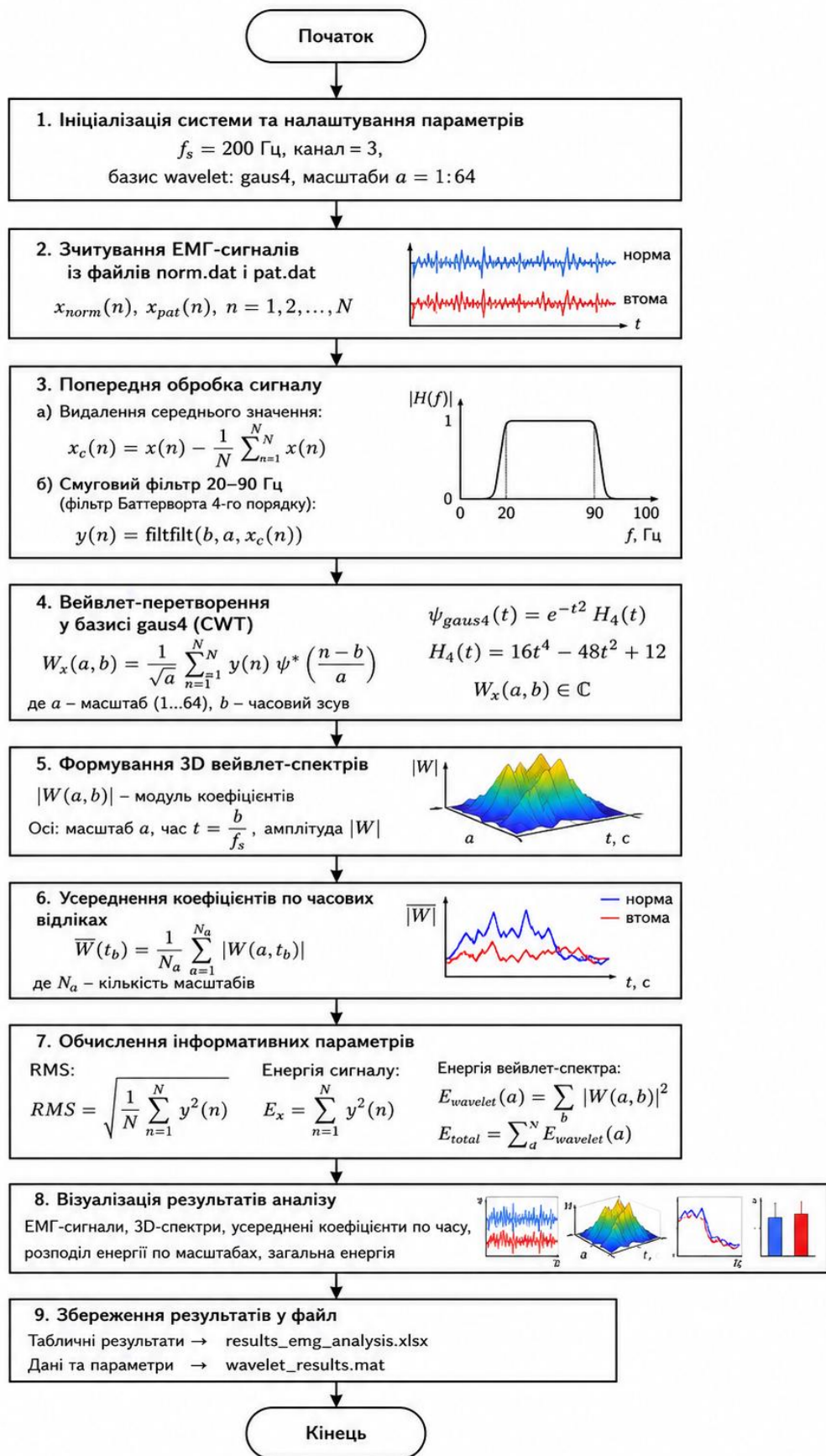


Рисунок 2.6 – Блок-схема алгоритму обробки ЕМГ-сигналів

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Наступним етапом є неперервне вейвлет-перетворення у базисі Gaussian gaus4, у результаті якого формуються вейвлет-коефіцієнти, що характеризують часово-частотну структуру ЕМГ-сигналу. На основі отриманих коефіцієнтів будуються 3D вейвлет-спектри, де по осях відкладаються час, масштаб та амплітуда коефіцієнтів.

Для підвищення інформативності результатів виконується усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових відліках, що дозволяє оцінити зміну середнього рівня активності сигналу у процесі м'язового скорочення.

Далі обчислюються інформативні параметри сигналу, зокрема RMS-значення, енергія сигналу та енергія вейвлет-спектра. Отримані параметри використовуються для порівняння ЕМГ-сигналів у нормі та при м'язовій втомі.

На завершальному етапі здійснюється візуалізація результатів аналізу у вигляді часових сигналів, 3D вейвлет-спектрів, усереднених коефіцієнтів та графіків розподілу енергії, після чого результати автоматично зберігаються у файли формату XLSX та MAT для подальшого аналізу.

2.4 Розроблення програмного забезпечення комп'ютерної системи

Програмне забезпечення комп'ютерної системи розроблено у середовищі MATLAB. Воно призначене для автоматизованої обробки ЕМГ-сигналів, зареєстрованих системою Myo armband, виконання вейвлет-аналізу у базисі Gaussian gaus4 та оцінювання функціонального стану м'язів у нормі та при м'язовій втомі.

На початковому етапі програми виконується очищення робочого середовища MATLAB, командного вікна та закриття всіх відкритих графічних вікон:

```
1 clear
2 clc
3 close all
```

									КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
										45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата						

Команда `clear` видаляє всі змінні з оперативної пам'яті MATLAB, `clc` очищає командне вікно, а `close all` закриває всі відкриті графічні вікна. Це забезпечує коректний запуск програми без впливу результатів попередніх обчислень.

Далі у програмі задаються основні параметри аналізу ЕМГ-сигналів:

```
5 %% 1. Параметри
6 fs = 200; % Частота дискретизації, Гц
7 channel = 3; % Канал для аналізу
8
9 file_norm = 'norm.dat';
10 file_pat = 'pat.dat';
```

У змінній `fs` задається частота дискретизації сигналів, яка становить 200 Гц. Змінна `channel` визначає номер каналу ЕМГ-сигналу, що буде використовуватись для аналізу. У змінних `file_norm` та `file_pat` задаються назви файлів із сигналами у нормальному стані та при м'язовій втомі відповідно.

Після налаштування параметрів виконується завантаження даних із файлів:

```
12 %% 2. Завантаження даних
13 norm_data = load(file_norm);
14 pat_data = load(file_pat);
```

Функція `load` зчитує дані з файлів формату DAT у матриці `norm_data` та `pat_data`. Кожен файл містить часовий стовпець та вісім каналів ЕМГ-сигналів.

Далі зчитуються лише канали ЕМГ-сигналів без часового стовпця:

```
16 emg_norm = norm_data(:,2:9);
17 emg_pat = pat_data(:,2:9);
```

Оператор `(:,2:9)` означає вибір усіх рядків та стовпців із другого по дев'ятий. У результаті формуються матриці `emg_norm` та `emg_pat`, які містять вісім каналів ЕМГ-сигналів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Наступним етапом виконується вибір каналу для подальшого аналізу:

```
19 x_norm = emg_norm(:,channel);  
20 x_pat = emg_pat(:,channel);
```

Змінні `x_norm` та `x_pat` містять сигнали вибраного каналу для нормального стану та стану м'язової втоми відповідно. У даному випадку використовується третій канал.

Перед виконанням вейвлет-аналізу здійснюється попередня обробка сигналів:

```
22 %% 3. Попередня обробка  
23 x_norm = x_norm - mean(x_norm);  
24 x_pat = x_pat - mean(x_pat);
```

Функція `mean` обчислює середнє значення сигналу. Віднімання середнього значення дозволяє усунути постійну складову та змістити сигнал відносно нульового рівня. Це необхідно для коректного спектрального та вейвлет-аналізу.

Далі виконується створення смугового цифрового фільтра Баттерворта:

```
26 [b,a] = butter(4,[20 90]/(fs/2), 'bandpass');
```

Функція `butter` формує коефіцієнти цифрового фільтра четвертого порядку. Межі пропускання вибрано у діапазоні 20–90 Гц. Вираз $(fs/2)$ відповідає частоті Найквіста, відносно якої нормуються граничні частоти.

Після формування фільтра виконується фільтрація сигналів:

```
28 x_norm_f = filtfilt(b,a,x_norm);  
29 x_pat_f = filtfilt(b,a,x_pat);
```

Функція `filtfilt` реалізує двонаправлену фільтрацію сигналу без фазового зсуву. У результаті формуються відфільтровані сигнали `x_norm_f` та `x_pat_f`.

Для подальшої побудови графіків створюється часовий вектор:

```
31 timeVector = (0:length(x_norm_f)-1)/fs;
```

Функція `length` визначає кількість відліків сигналу, а ділення на частоту дискретизації `fs` переводить номер відліку у часову шкалу в секундах.

Основним етапом обробки є виконання неперервного вейвлет-перетворення у базисі Gaussian `gaus4`:

```
33 %% 4. Вейвлет-перетворення gaus4
34 wavelet_gaus = 'gaus4';
35
36 scales = 1:64;
```

У змінній `wavelet_gaus` задається тип вейвлет-базису. Масштаби вейвлет-аналізу задаються у діапазоні від 1 до 64.

Далі виконується обчислення вейвлет-коефіцієнтів:

```
38 W_norm = abs(cwt(x_norm_f,scales,wavelet_gaus));
39 W_pat = abs(cwt(x_pat_f,scales,wavelet_gaus));
```

Функція `cwt` реалізує неперервне вейвлет-перетворення сигналу. Для подальшого аналізу використовується модуль коефіцієнтів `abs`, що дозволяє оцінити інтенсивність часово-частотних компонент сигналу.

Для побудови 3D-графіків формується координатна сітка:

```
41 [T,S] = meshgrid(timeVector,scales);
```

Функція `meshgrid` створює дві матриці координат: `T` для часової осі та `S` для осі масштабів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Наступним етапом виконується усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових відліках:

```
43 %% 5. Усереднення по часових відліках
44 mean_norm_by_time = mean(W_norm,1);
45 mean_pat_by_time = mean(W_pat,1);
```

Параметр 1 у функції mean означає усереднення по першому виміру матриці, тобто по масштабах. У результаті формується одновимірна залежність середнього рівня вейвлет-коефіцієнтів у часі.

Для оцінювання енергетичних характеристик сигналу обчислюються RMS-значення:

```
47 %% 6. Енергетичні параметри
48 RMS_norm = rms(x_norm_f);
49 RMS_pat = rms(x_pat_f);
```

Функція rms визначає середньоквадратичне значення сигналу, яке характеризує середній рівень амплітуди ЕМГ-сигналу.

Далі обчислюється енергія сигналів:

```
51 Energy_norm = sum(x_norm_f.^2);
52 Energy_pat = sum(x_pat_f.^2);
```

Оператор $.^2$ виконує піднесення кожного елемента сигналу до квадрату, а функція sum визначає сумарну енергію сигналу.

Для аналізу розподілу енергії по масштабах використовується:

```
54 energy_gaus_norm_by_scale = sum(W_norm.^2,2);
55 energy_gaus_pat_by_scale = sum(W_pat.^2,2);
```

Параметр 2 означає сумування по часових відліках. У результаті отримується енергія для кожного масштабу окремо.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						49
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Після цього обчислюється загальна енергія вейвлет-спектрів:

```
57 energy_gaus_norm_total = sum(energy_gaus_norm_by_scale);  
58 energy_gaus_pat_total = sum(energy_gaus_pat_by_scale);
```

Отримані значення характеризують загальну енергетичну насиченість вейвлет-спектра.

Для візуалізації часових реалізацій сигналів використовуються команди побудови графіків:

```
60 %% 7. ЕМГ-сигнали  
61 figure  
62 plot(timeVector,x_norm_f,'b')
```

Команда figure створює нове графічне вікно, plot будує графік сигналу, а grid on додає координатну сітку.

Підписи осей та заголовок графіка задаються командами:

```
65 xlabel('Час, с','FontSize',14)  
66 ylabel('Амплітуда, мВ','FontSize',14)  
67  
68 title('ЕМГ-сигнал у нормі','FontSize',16)
```

Функції xlabel, ylabel та title формують підписи осей та назву графіка. Параметр FontSize задає розмір шрифту.

Аналогічним чином будується графік сигналу при м'язовій втомі та суміщений графік для порівняння двох сигналів.

Для побудови 3D вейвлет-спектрів використовується функція:

```
102 surf(T,S,W norm)
```

Функція surf формує тривимірну поверхню, де:

– T – час;

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- S – масштаби;
- W_norm – амплітуда вейвлет-коефіцієнтів.

Додатково використовується згладжування поверхні shading interp.

Команда shading interp забезпечує плавне відображення кольорових переходів між сусідніми елементами поверхні.

Після побудови 3D спектрів виконується побудова графіків усереднених коефіцієнтів:

```
134 plot(timeVector,mean_norm_by_time,'b','LineWidth',1.5)
```

Параметр LineWidth задає товщину лінії графіка.

Для аналізу енергії по масштабах використовується:

```
152 plot(scales,energy_gaus_norm_by_scale,'b','LineWidth',1.5)
```

Графік дозволяє оцінити, на яких масштабах концентрується основна енергія ЕМГ-сигналу.

Для порівняння загальної енергії використовується стовпчиковий графік:

```
170 bar([energy_gaus_norm_total energy_gaus_pat_total])
```

Функція bar формує гістограму порівняння загальної енергії сигналів.

На завершальному етапі результати виводяться у командне вікно:

```
185 fprintf('RMS норма = %.6f мВ\n',RMS_norm)
```

Функція fprintf забезпечує форматований вивід тексту та числових значень.

Після завершення обчислень результати зберігаються у файл Excel:

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```
200 writetable(results, 'results_emg_analysis.xlsx')
```

Функція `writetable` записує табличні дані у файл формату XLSX.

Також зберігаються проміжні результати вейвлет-аналізу:

```
202 save('wavelet_results.mat', ...
203      'W_norm', 'W_pat', ...
204      'mean_norm_by_time', 'mean_pat_by_time', ...
205      'energy_gaus_norm_by_scale', 'energy_gaus_pat_by_scale')
```

Функція `save` створює MAT-файл MATLAB для подальшого використання результатів аналізу.

Отже, розроблене програмне забезпечення забезпечує автоматизовану обробку ЕМГ-сигналів, виконання вейвлет-аналізу у базисі Gaussian `gaus4`, обчислення інформативних параметрів та візуалізацію результатів аналізу функціонального стану м'язів у нормі та при м'язовій втомі.

2.5 Дослідження та тестування програмного забезпечення системи

На рис. 2.7 наведено часову реалізацію ЕМГ-сигналу у нормальному функціональному стані м'язів передпліччя.

Для нормального стану характерні чітко виражені ділянки м'язової активності під час стискання кулака. Амплітуда сигналу в активних фазах досягає приблизно $\pm 1,2 \dots 1,3$ мВ.

Скорочення мають стабільну структуру, високу щільність коливань та достатню енергетичну насиченість. Між окремими скороченнями спостерігаються інтервали спокою з мінімальним рівнем електричної активності.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		52

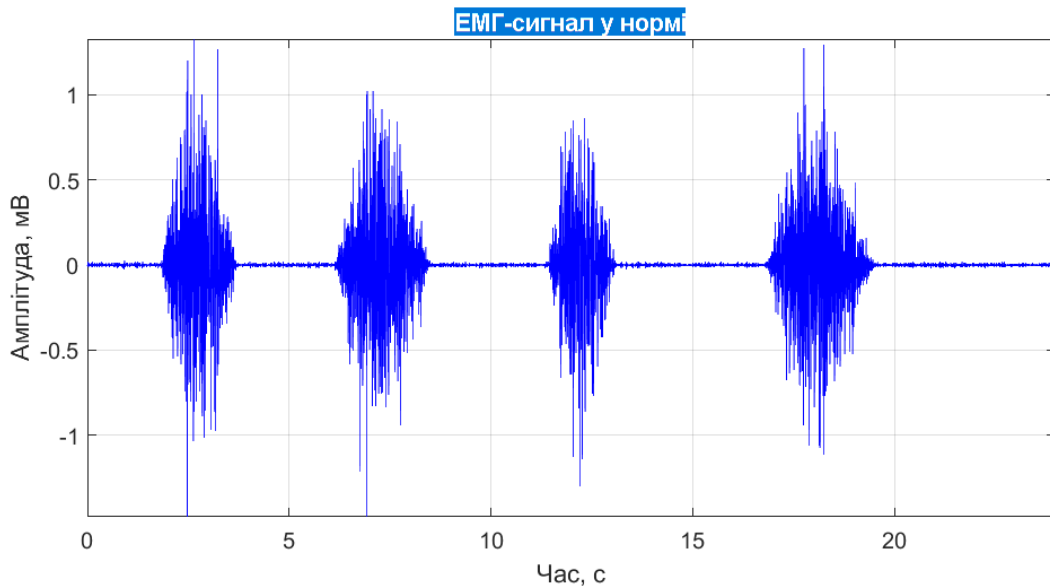


Рисунок 2.7 – ЕМГ-сигнал у нормі

Сигнал характеризується рівномірністю активних ділянок та стабільністю форми коливань упродовж усього експерименту.

На рис. 2.8 наведено ЕМГ-сигнал при м'язовій втомі.

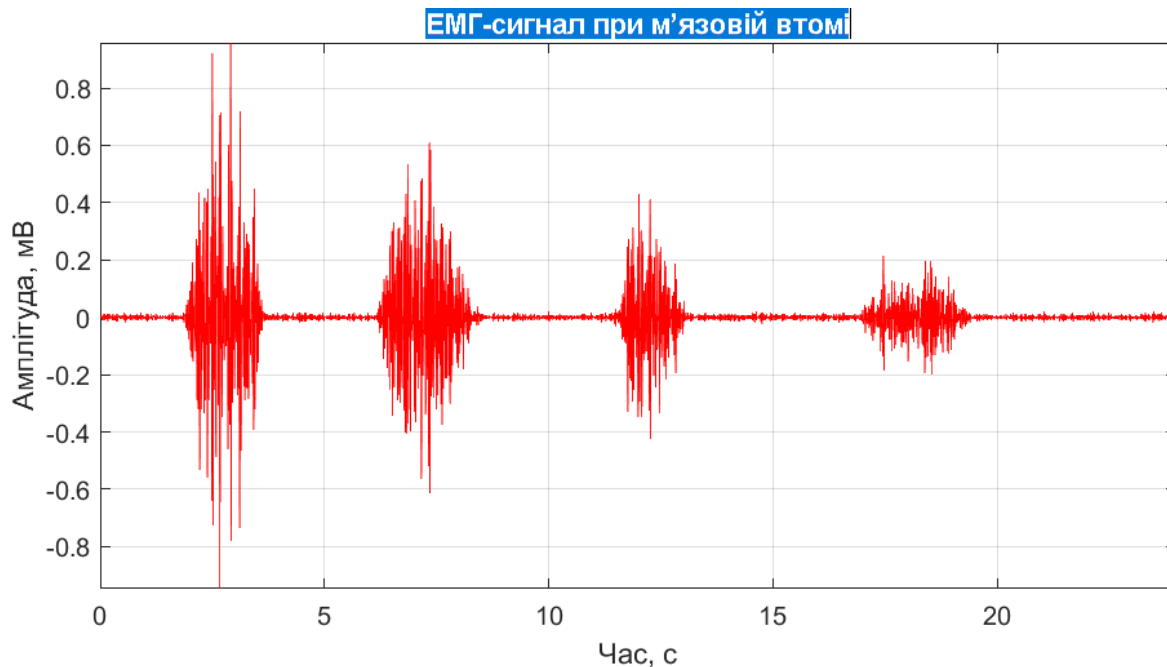


Рисунок 2.8 – ЕМГ-сигнал при м'язовій втомі

Порівняно з нормальним станом амплітуда сигналу при м'язовій втомі зменшується приблизно до $\pm 0,8 \dots 0,9$ мВ. Найбільш помітне зниження

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

амплітуди спостерігається під час останніх скорочень, де рівень сигналу стає у декілька разів нижчим від початкових активних ділянок. Також зменшується щільність високочастотних коливань та загальна енергетична насиченість сигналу. Це пояснюється зниженням активності м'язових волокон і погіршенням здатності м'язів підтримувати стабільне скорочення у стані втоми.

На рис. 2.9 наведено суміщене порівняння ЕМГ-сигналів у нормі та при м'язовій втомі.

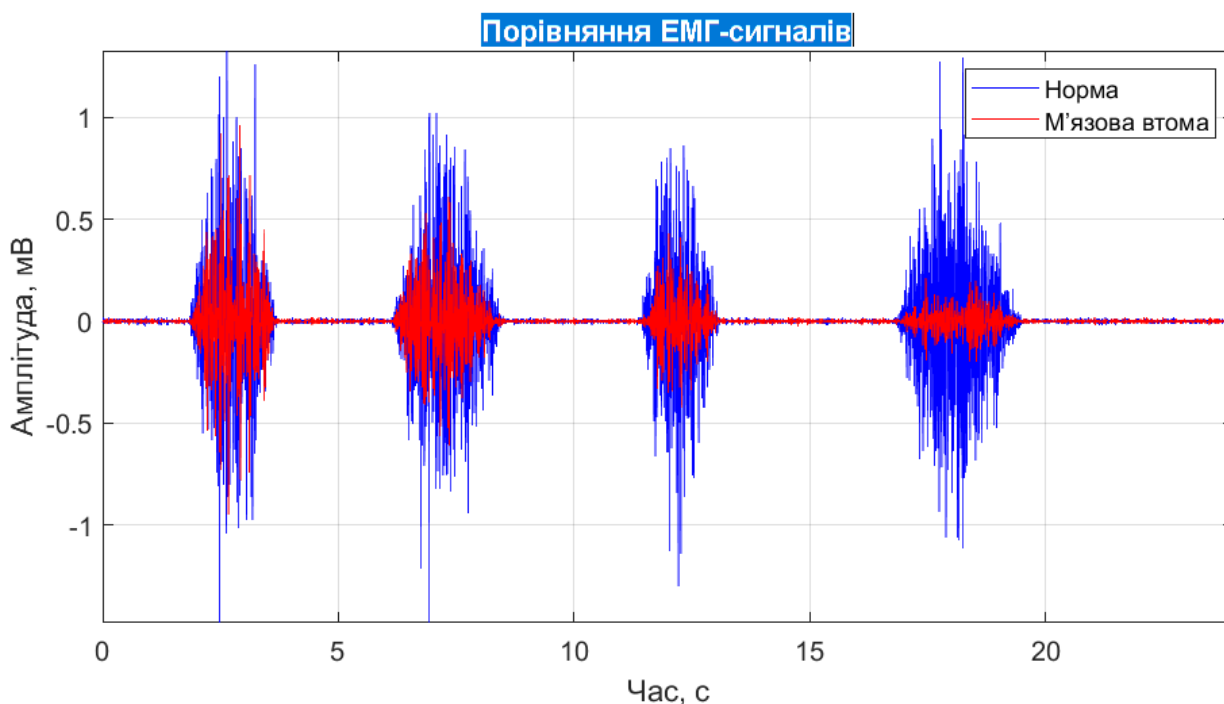


Рисунок 2.9 – Порівняння ЕМГ-сигналів

Суміщений графік дає змогу безпосередньо оцінити відмінності між двома функціональними станами м'язів. Для сигналу у нормі характерна значно більша амплітуда та вища інтенсивність коливань у фазах стискання кулака. У сигналі при м'язовій втомі амплітуда коливань є меншою приблизно на 30-40 %, а останні скорочення мають істотно нижчу активність порівняно з початковими. Крім того, у нормальному сигналі спостерігається стабільна

структура скорочень, тоді як при м'язовій втомі форма активних ділянок стає менш рівномірною та більш розрідженою.

На рис. 2.10 наведено 3D вейвлет-спектр ЕМГ-сигналу у нормальному стані, отриманий у базисі Gaussian gaus4.

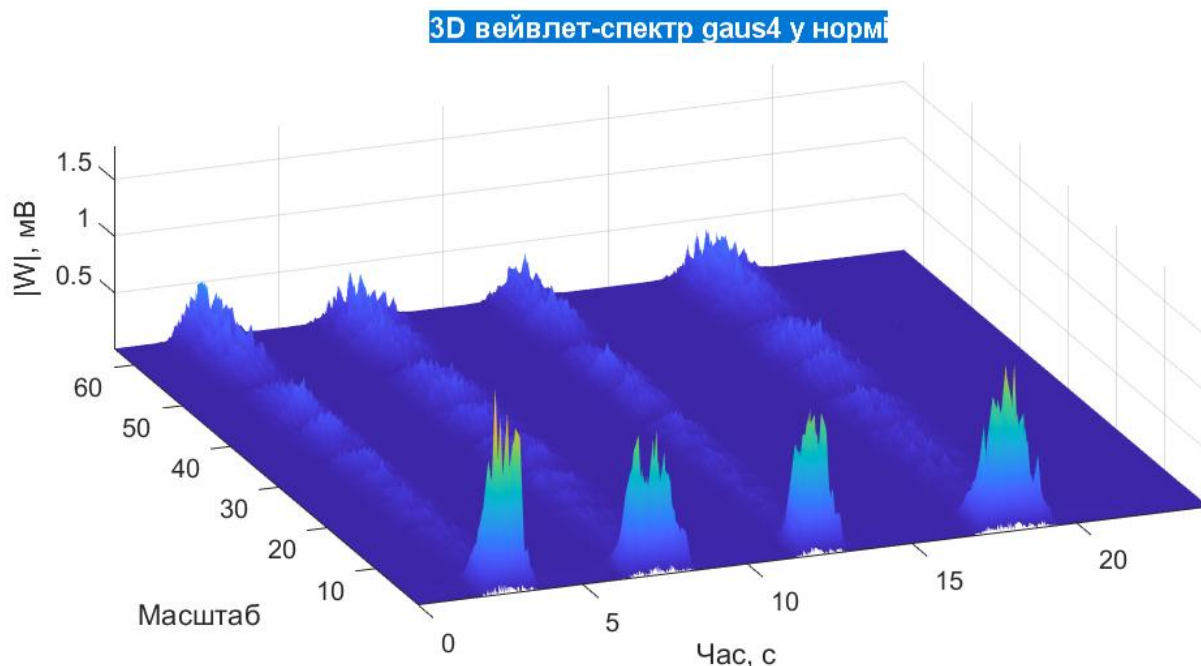


Рисунок 2.10 – 3D вейвлет-спектр gaus4 у нормі

У спектрі спостерігаються чітко локалізовані області високих вейвлет-коефіцієнтів у моменти стискання кулака. Максимальні значення коефіцієнтів досягають приблизно 1,4-1,5 мВ. Найбільша концентрація енергії локалізується на малих масштабах, що відповідає високочастотним компонентам ЕМГ-сигналу. Для нормального стану характерна стабільна спектральна структура в усіх фазах скорочення та висока енергетична насиченість сигналу.

На рис. 2.11 наведено 3D вейвлет-спектр ЕМГ-сигналу при м'язовій втомі.

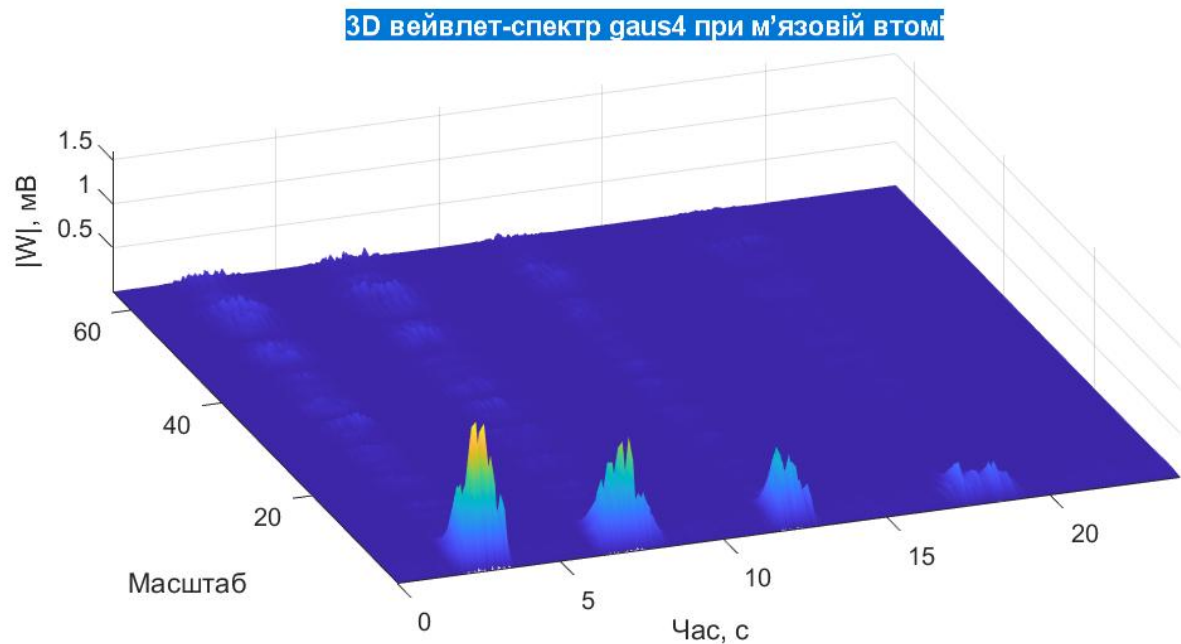


Рисунок 2.11 – 3D вейвлет-спектр gauss4 при м'язовій втомі

Порівняно з нормальним станом висота піків вейвлет-спектра помітно зменшується. Максимальні значення коефіцієнтів становлять близько 0,8–0,9 мВ, що приблизно на 40 % менше, ніж у нормі. Спостерігається зменшення концентрації енергії на малих масштабах та поступове ослаблення спектральних компонент у наступних скороченнях. Це свідчить про зниження інтенсивності електричної активності м'язів та погіршення функціонального стану м'язових волокон.

На рис. 2.12 наведено результати усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових відліках.

Для сигналу у нормальному стані пікові значення усереднених коефіцієнтів досягають приблизно 0,12-0,13 мВ. У сигналі при м'язовій втомі ці значення зменшуються до 0,05-0,08 мВ. Таким чином, середній рівень вейвлет-активності при м'язовій втомі є майже у 2 рази нижчим порівняно з нормальним станом. Особливо помітне зниження активності спостерігається під час останнього скорочення, де амплітуда коефіцієнтів зменшується найбільше.

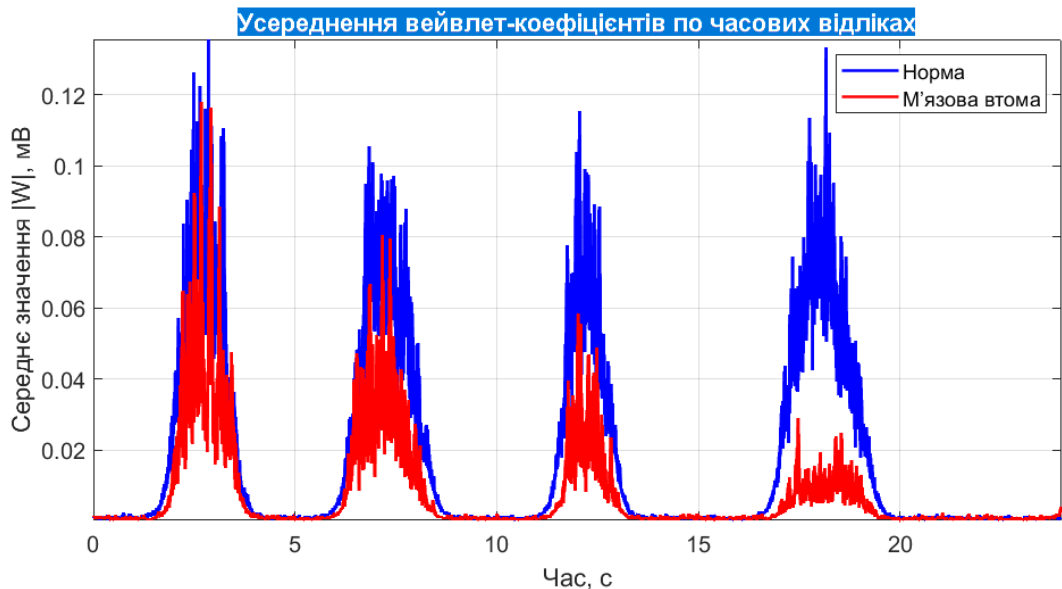


Рисунок 2.12 – Усреднення вейвлет-коэффициентов по часовых отрезках

На рис. 2.13 наведено розподіл енергії вейвлет-спектра *gaus4* по масштабах.

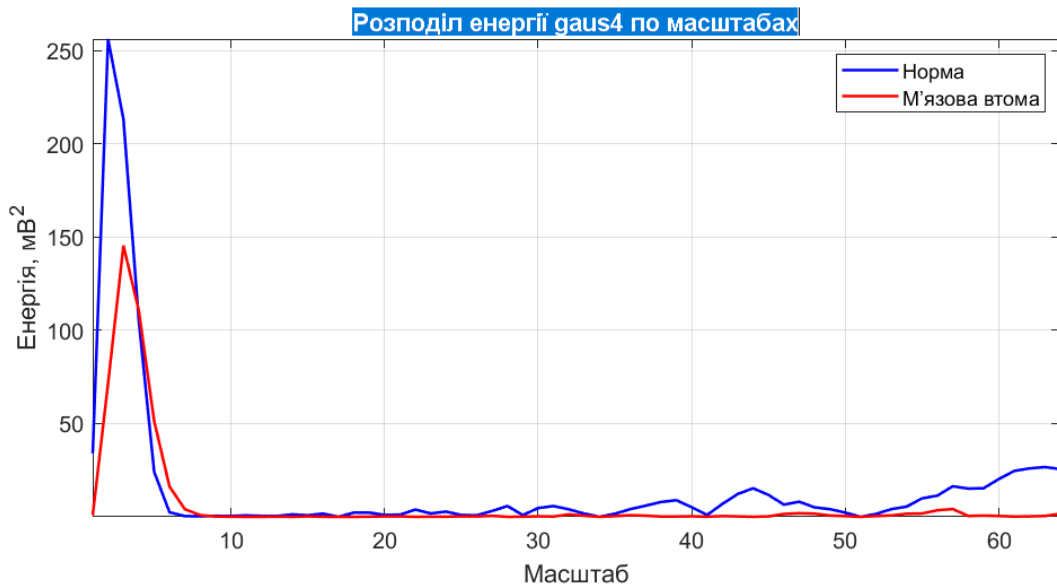


Рисунок 2.13 – Розподіл енергії *gaus4* по масштабах

Основна енергія сигналів концентрується на малих масштабах у діапазоні приблизно 1-5. Для сигналу у нормальному стані максимальні значення енергії перевищують 250 мВ², тоді як для сигналу при м'язовій втомі

максимальна енергія становить близько 140-150 мВ². Таким чином, енергетична насиченість сигналу при м'язовій втомі зменшується приблизно на 40-45 %. На великих масштабах рівень енергії для обох сигналів значно менший, однак у нормальному стані він також залишається вищим.

На рис. 2.14 наведено порівняння загальної енергії вейвлет-спектрів.



Рисунок 2.14 – Загальна енергія вейвлет-спектрів gaus4

Загальна енергія вейвлет-спектра у нормальному стані становить приблизно 980-1000 мВ², тоді як для сигналу при м'язовій втомі вона зменшується до 420-450 мВ². Отже, при м'язовій втомі загальна енергія сигналу зменшується майже у 2,2 раза. Це підтверджує суттєве зниження електричної активності м'язових волокон та ефективності м'язового скорочення.

Отримані результати демонструють, що при м'язовій втомі відбувається:

- зменшення амплітуди ЕМГ-сигналу;
- зниження щільності високочастотних компонент;
- зменшення амплітуди вейвлет-коефіцієнтів;
- зниження середнього рівня вейвлет-активності;

– суттєве зменшення енергетичних характеристик сигналу.

Це підтверджує ефективність використання вейвлет-перетворення у базисі Gaussian gaus4 для оцінювання функціонального стану м'язів та виявлення ознак м'язової втоми.

2.6. Графічний інтерфейс комп'ютерної міографічної системи

На рис. 2.15 наведено загальний вигляд розробленого графічного інтерфейсу комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів. Інтерфейс реалізовано в середовищі MATLAB та призначено для завантаження, обробки, аналізу та візуалізації ЕМГ-сигналів у нормальному стані та при м'язовій втомі.

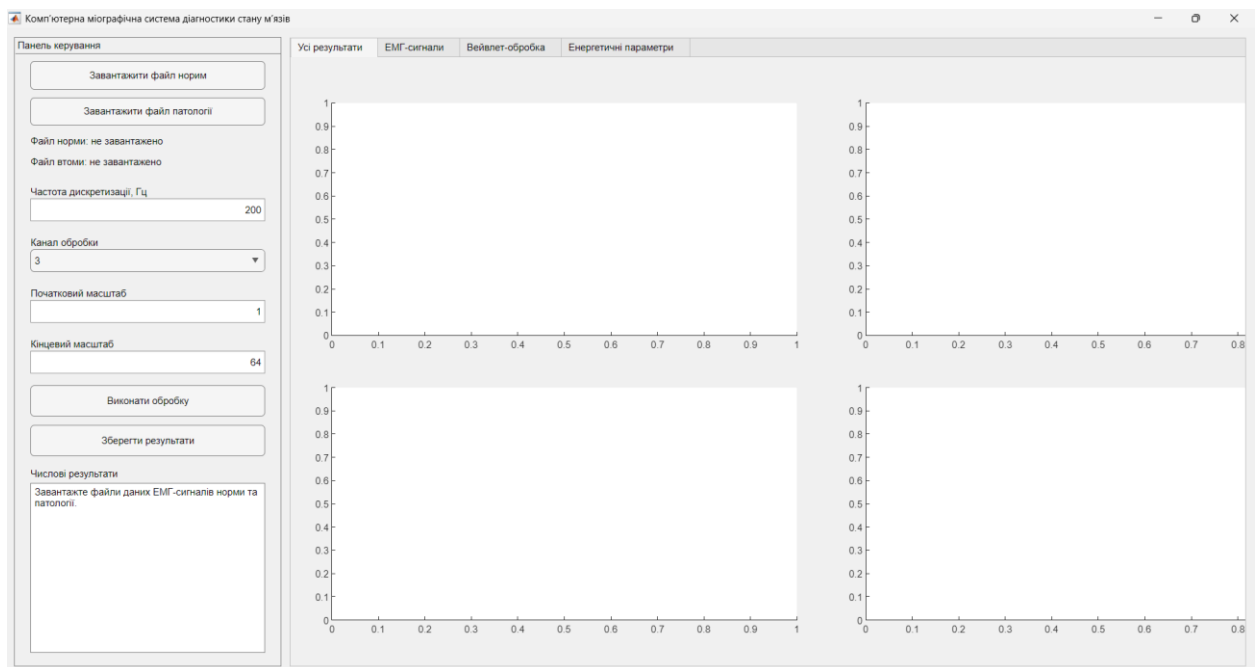


Рисунок 2.15 – Загальний вигляд інтерфейс міографічної системи

Панель керування містить засоби завантаження файлів ЕМГ-сигналів, вибору параметрів обробки, запуску обробки та збереження результатів. Основна область інтерфейсу реалізована у вигляді вкладок, що забезпечує зручний перегляд результатів різних етапів аналізу сигналів.

Після запуску інтерфейсу всі області побудови графіків є порожніми, що підтверджує коректну ініціалізацію системи та готовність до завантаження експериментальних даних.

На рис. 2.16 наведено результати комплексного відображення усіх параметрів вейвлет-обробки ЕМГ-сигналів після виконання аналізу.

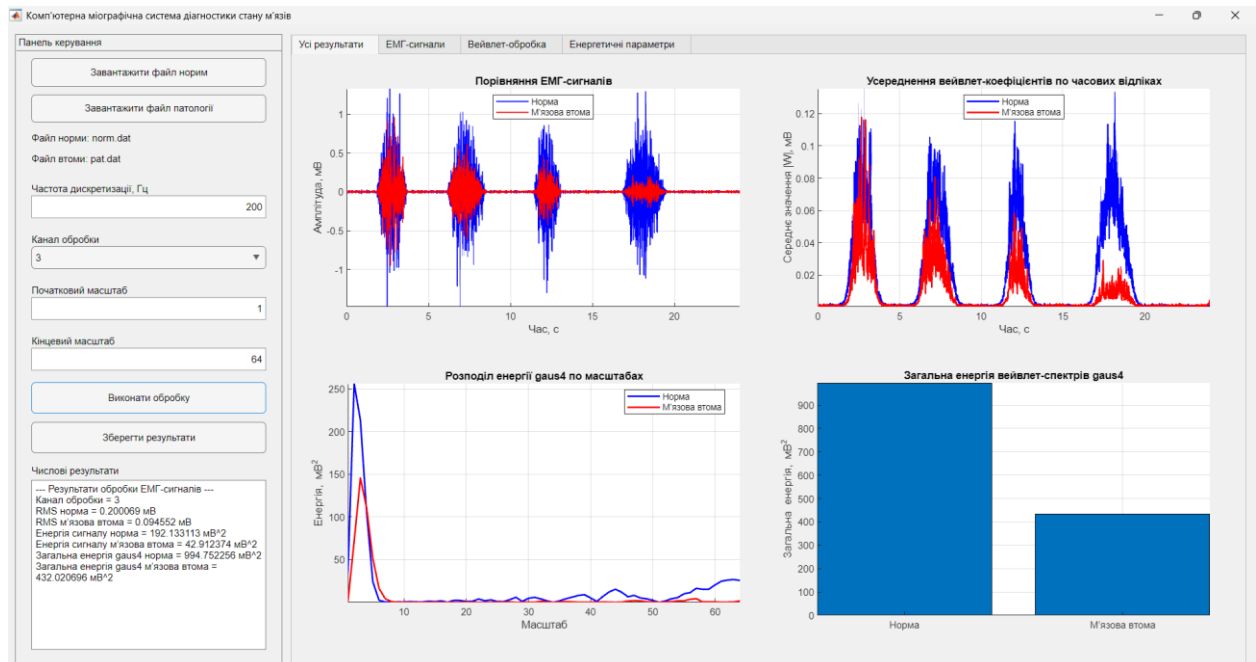


Рисунок 2.16 – Результат відображення усіх результатів вейвлет обробки ЕМГ-сигналів

У верхній лівій області наведено порівняння ЕМГ-сигналів у нормі та при м'язовій втомі. Спостерігається суттєве зменшення амплітуди сигналу при м'язовій втомі. Для нормального стану характерні більш виражені імпульсні ділянки скорочення м'язів, тоді як при втомі амплітуда та щільність коливань значно знижуються.

У верхній правій області наведено результати усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових відліках. Для сигналу в нормі максимальні значення коефіцієнтів є більшими, а піки мають ширший часовий інтервал. При м'язовій втомі спостерігається зменшення амплітуди усереднених коефіцієнтів, що свідчить про зниження енергетичної активності м'язів.

У нижній лівій області наведено розподіл енергії вейвлет-спектра по масштабах. Для сигналу в нормі енергія є значно більшою у всьому діапазоні масштабів. Максимальні значення енергії спостерігаються на малих масштабах, що відповідає високочастотним складовим ЕМГ-сигналу. Для м'язової втоми енергія значно менша, а спектральний розподіл є більш згладженим.

У нижній правій області наведено порівняння загальної енергії вейвлет-спектрів. Загальна енергія сигналу в нормі становить приблизно 995 мВ^2 , тоді як при м'язовій втомі – близько 432 мВ^2 . Отже, зниження загальної енергії складає понад 56 %, що підтверджує суттєве зменшення електричної активності м'язів при розвитку втоми.

Отримані результати підтверджують коректність функціонування інтерфейсу та правильність реалізації алгоритмів цифрової обробки ЕМГ-сигналів.

На рисунку 2.17 наведено результати відображення ЕМГ-сигналів у вкладці «ЕМГ-сигнали».

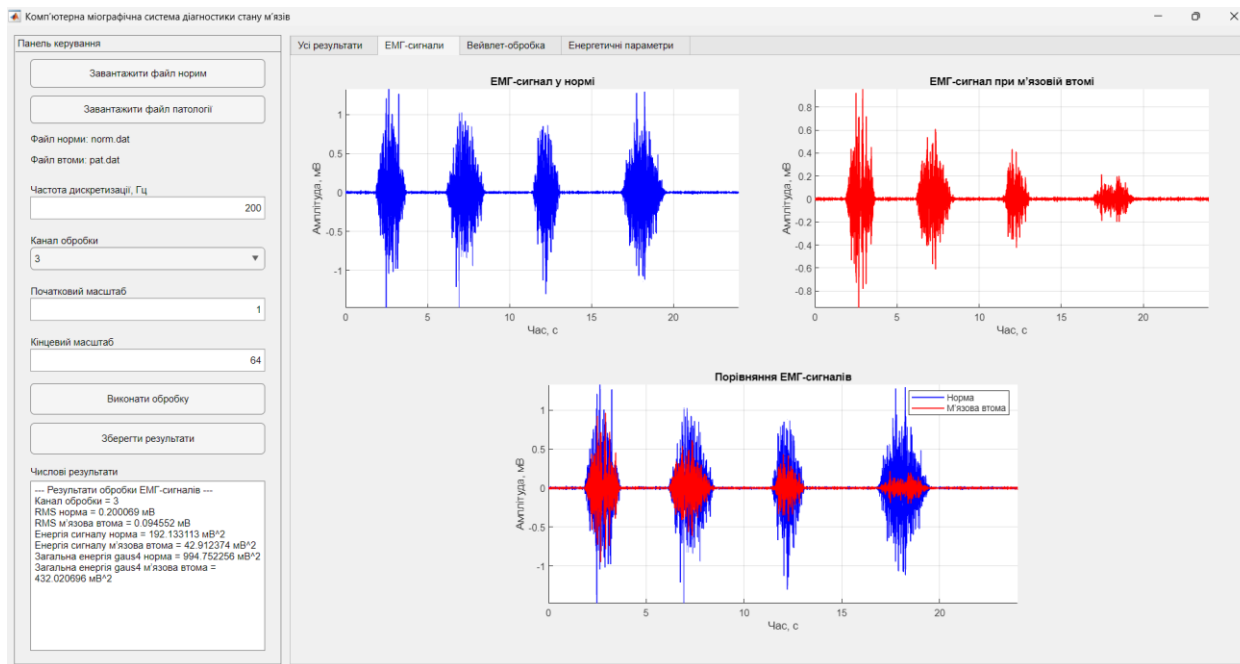


Рисунок 2.17 –Завантаженні ЕМГ-сигналів

У верхній лівій області наведено ЕМГ-сигнал у нормальному стані. Сигнал характеризується значними амплітудами електричної активності під час стискання кулака. Максимальна амплітуда сигналу досягає приблизно ± 1.2 мВ.

У верхній правій області наведено ЕМГ-сигнал при м'язовій втомі. Спостерігається помітне зменшення амплітуди сигналу до рівня близько ± 0.8 мВ, а також зменшення щільності коливань у фазах скорочення м'язів.

У нижній області наведено суміщене порівняння двох сигналів. Добре видно, що при м'язовій втомі амплітуда сигналу є меншою майже на всіх інтервалах активності м'язів. Крім того, при втомі спостерігається більш швидке затухання сигналу після скорочення.

Результати підтверджують коректну роботу модулів завантаження, попередньої фільтрації та часової візуалізації ЕМГ-сигналів.

На рисунку 2.18 наведено результати роботи вкладки «Вейвлет-обробка».

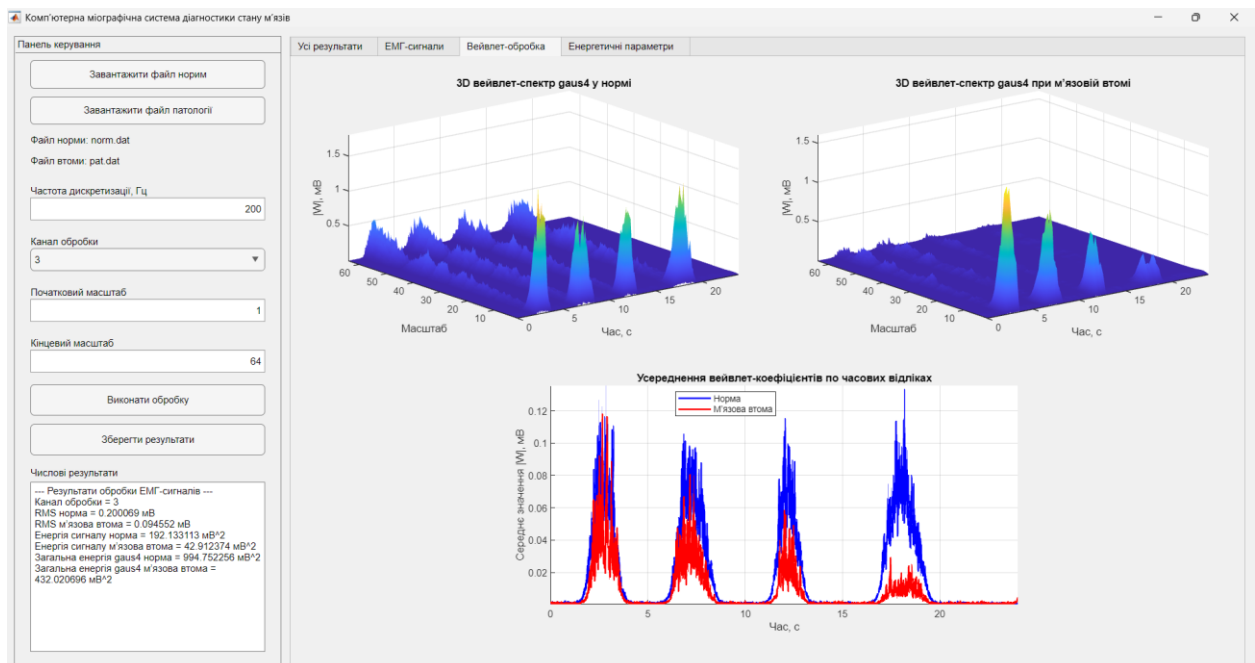


Рисунок 2.18 – Результат вейвлет обробки ЕМГ-сигналів

У верхній частині відображено тривимірні вейвлет-спектри ЕМГ-сигналів у базисі Gaussian gaus4. Для сигналу в нормі спостерігаються виражені області високих значень вейвлет-коефіцієнтів під час скорочення м'язів. Спектр характеризується високою енергетичною насиченістю у широкому діапазоні масштабів.

Для сигналу при м'язовій втомі інтенсивність вейвлет-коефіцієнтів є значно меншою. Високі значення коефіцієнтів спостерігаються лише у вузьких діапазонах часу та масштабів, що свідчить про зниження активності моторних одиниць м'яза. У нижній області наведено усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових відліках. Для сигналу в нормі середні значення коефіцієнтів є суттєво більшими, а піки мають ширшу структуру. Для м'язової втоми усереднені коефіцієнти знижуються приблизно у 1.5-2 рази.

Отримані результати підтверджують ефективність використання безперервного вейвлет-перетворення для аналізу функціонального стану м'язів.

На рис. 2.19 наведено результати роботи вкладки «Енергетичні параметри».

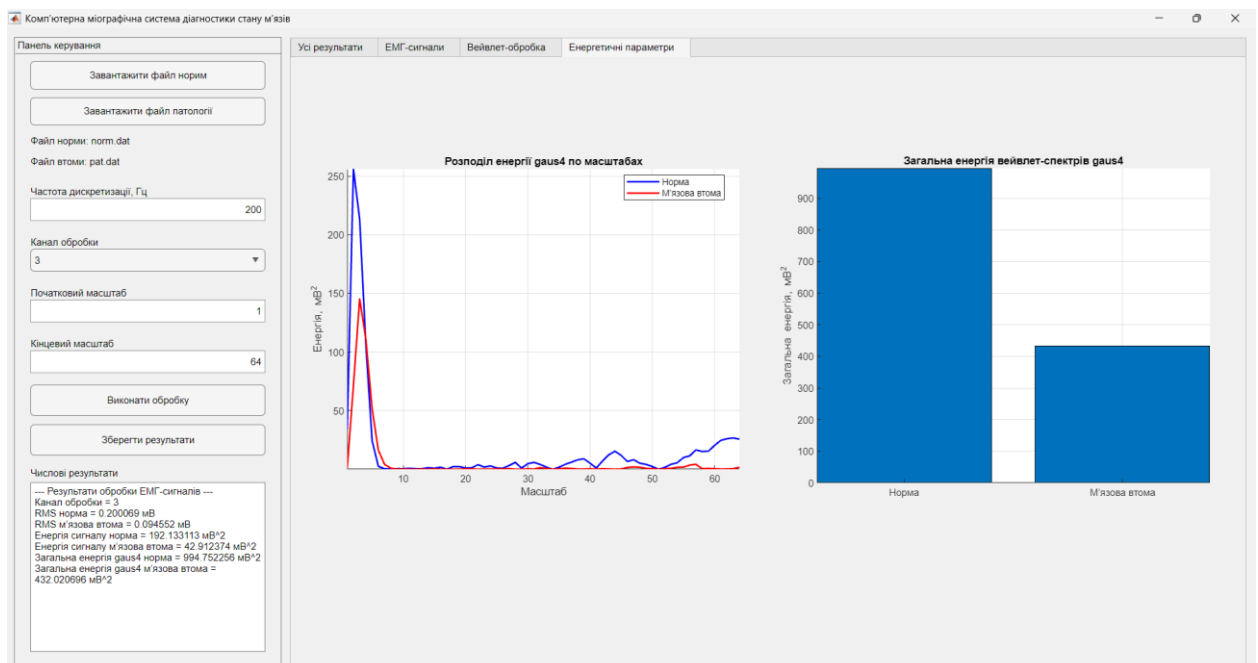


Рисунок 2.19 –Енергетичні параметри обробки ЕМГ-сигналів

Ліворуч наведено графік розподілу енергії вейвлет-спектра по масштабах. Для сигналу в нормі енергія має значно вищі значення практично у всьому діапазоні масштабів. Найбільша різниця між сигналами спостерігається на малих масштабах, які відповідають високочастотним компонентам ЕМГ-сигналу.

Праворуч наведено порівняння загальної енергії вейвлет-спектрів. Загальна енергія сигналу в нормі майже у 2.3 раза перевищує енергію сигналу при м'язовій втомі. Це підтверджує, що розвиток м'язової втоми супроводжується суттєвим зниженням енергетичних характеристик ЕМГ-сигналу.

Отримані результати свідчать про коректну роботу модулів обчислення енергетичних параметрів та підтверджують можливість використання розробленої системи для комп'ютерної діагностики функціонального стану м'язів людини.

2.7 Висновки до розділу 2

У розділі виконано проектування комп'ютерної міографічної системи для діагностики функціонального стану м'язів людини. Наведено структуру системи, яка базується на використанні багатоканальної системи реєстрації ЕМГ-сигналів Myo armband та відкритої бази даних EMG Data for Gestures. Використання реальних ЕМГ-сигналів дало змогу забезпечити достовірність дослідження та виконати тестування алгоритмів комп'ютерної обробки у реальних умовах функціонування нервово-м'язової системи.

Сформовано математичне забезпечення комп'ютерної системи. Розроблено математичну модель ЕМГ-сигналу, яка враховує корисну складову м'язової активності, шумові компоненти, артефакти та ефекти м'язової втоми. Побудована модель дозволяє відтворювати характерні особливості ЕМГ-сигналів під час фаз спокою та скорочення м'язів, а також

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

моделювати зміни амплітудних і енергетичних характеристик при розвитку м'язової втоми.

Розглянуто методи цифрової обробки ЕМГ-сигналів та обґрунтовано використання вейвлет-перетворення для аналізу часово-частотної структури сигналів. Встановлено, що застосування базису Gaussian gaus4 забезпечує ефективне виділення локальних змін електричної активності м'язів, дає змогу оцінювати енергетичні параметри сигналу та виявляти зміни функціонального стану м'язів при розвитку втоми.

Розроблено алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи. Побудовано блок-схему алгоритму обробки ЕМГ-сигналів, яка включає етапи завантаження даних, попередньої фільтрації, вейвлет-обробки, обчислення інформативних параметрів та візуалізації результатів. Запропонований алгоритм забезпечує автоматизовану обробку сигналів та формування діагностичних характеристик функціонального стану м'язів.

Розроблено програмне забезпечення системи у середовищі MATLAB. Реалізовано завантаження багатоканальних ЕМГ-сигналів, смугову фільтрацію, неперервне вейвлет-перетворення, обчислення RMS-значень, енергії сигналів та побудову графічних залежностей. У результаті тестування програмного забезпечення встановлено, що при м'язовій втомі спостерігається суттєве зменшення амплітуди та енергії ЕМГ-сигналів. Зокрема, загальна енергія вейвлет-спектра для сигналу у нормі становила близько 995 мВ², тоді як при м'язовій втомі – близько 432 мВ², що свідчить про зниження електричної активності м'язів більш ніж на 50 %.

Окрему увагу приділено розробленню графічного інтерфейсу користувача у середовищі MATLAB App Designer. Створений інтерфейс забезпечує завантаження сигналів, вибір параметрів обробки, автоматичне виконання обробки та одночасне відображення результатів для нормального стану та м'язової втоми. Реалізовано окремі вкладки для перегляду ЕМГ-сигналів, результатів вейвлет-обробки та енергетичних параметрів, що підвищує зручність використання системи та наочність аналізу результатів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		65

Отримані результати підтвердили працездатність розробленої комп'ютерної міографічної системи та ефективність використання вейвлет-аналізу для оцінювання функціонального стану м'язів людини. Розроблена система може бути використана у навчальних, науково-дослідних та прикладних задачах біомедичної інженерії, а також слугувати основою для подальшого розвитку систем комп'ютерної міографічної діагностики.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для реалізації комп'ютерної міографічної системи

Одним із важливих етапів розроблення комп'ютерної міографічної системи є вибір програмного середовища, яке забезпечує реалізацію алгоритмів цифрової обробки ЕМГ-сигналів, математичного моделювання, вейвлет-аналізу та візуалізації результатів дослідження. Від вибору програмної платформи залежать швидкодія системи, зручність реалізації алгоритмів, можливості графічного подання даних та ефективність подальшого розвитку програмного забезпечення.

Для реалізації комп'ютерної міографічної системи у роботі використано програмне середовище MATLAB компанії MathWorks. Дане середовище є одним із найбільш поширених інструментів для математичного моделювання, цифрової обробки сигналів, аналізу даних та створення прикладних науково-технічних програм. MATLAB широко застосовується у біомедичній інженерії, телекомунікаціях, автоматизації, робототехніці та системах функціональної діагностики.

Основною перевагою MATLAB є наявність великої кількості вбудованих математичних функцій та спеціалізованих бібліотек для цифрової обробки сигналів. Для обробки ЕМГ-сигналів особливо важливими є засоби Signal Processing Toolbox та Wavelet Toolbox, які містять функції фільтрації, спектральної обробки, вейвлет-перетворення, статистичної обробки та візуалізації сигналів. Використання готових бібліотек дає змогу суттєво скоротити час розроблення програмного забезпечення та забезпечити високу точність математичних обчислень.

Важливою перевагою MATLAB є підтримка роботи з матрицями та багатовимірними масивами даних. Оскільки ЕМГ-сигнали є

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

багатоканальними часовими процесами, ефективна обробка масивів даних має важливе значення для реалізації алгоритмів аналізу. MATLAB дає змогу виконувати швидкі математичні операції над великими обсягами даних, що є особливо важливим під час обробки багатоканальних ЕМГ-сигналів та побудови вейвлет-спектрів.

Для попередньої обробки ЕМГ-сигналів у роботі використовуються вбудовані функції цифрової фільтрації. Зокрема, застосовано смуговий фільтр Баттерворта у діапазоні 20-90 Гц, який дозволяє зменшити вплив низькочастотних артефактів та високочастотних шумів. MATLAB містить готові функції проєктування та реалізації цифрових фільтрів, що значно спрощує реалізацію алгоритмів попередньої обробки біомедичних сигналів.

Особливе значення для даної роботи має підтримка методів вейвлет-обробки. MATLAB містить спеціалізований пакет Wavelet Toolbox, який дає змогу виконувати дискретне та неперервне вейвлет-перетворення із використанням різних базисів. У роботі застосовано неперервне вейвлет-перетворення у базисі Gaussian gaus4 для дослідження часово-частотної структури ЕМГ-сигналів у нормальному стані та при м'язовій втомі. Використання MATLAB дало змогу реалізувати побудову 3D вейвлет-спектрів, усереднення вейвлет-коефіцієнтів та оцінювання енергетичних параметрів сигналу.

Ще однією важливою перевагою MATLAB є розвинені засоби графічної візуалізації. Середовище дає змогу будувати часові графіки сигналів, спектральні характеристики, тривимірні поверхні, гістограми та інші графічні залежності. У роботі реалізовано побудову:

- ЕМГ-сигналів у часовій області;
- 3D вейвлет-спектрів;
- усереднених вейвлет-коефіцієнтів;
- графіків розподілу енергії;
- діаграм порівняння енергетичних параметрів.

На рис. 3.1 наведено загальну структуру використання програмного середовища MATLAB у комп'ютерній міографічній системі.

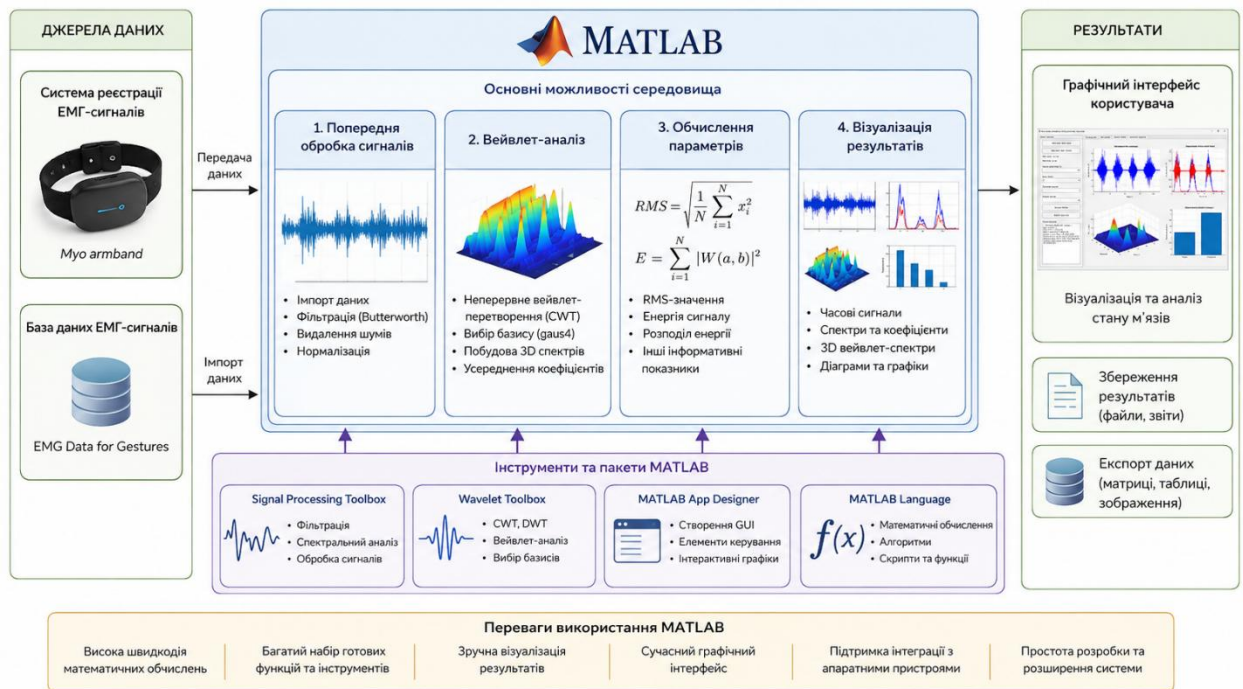


Рисунок 3.1 – Використання програмного середовища MATLAB у комп'ютерній міографічній системі

Рисунок 3.1 – Використання програмного середовища MATLAB у комп'ютерній міографічній системі

Важливою складовою реалізації програмного забезпечення є створення графічного інтерфейсу користувача. Для цього у роботі використано середовище MATLAB App Designer, яке дозволяє створювати сучасні інтерактивні графічні інтерфейси із вкладками, кнопками, полями введення, графічними областями та елементами керування. Використання App Designer дозволило реалізувати:

- завантаження ЕМГ-сигналів;
- автоматичну обробку сигналів;
- побудову графіків у реальному часі;
- одночасне відображення результатів для норми та м'язової втоми;
- збереження результатів аналізу.

Розроблений графічний інтерфейс підвищує зручність використання системи та забезпечує наочне подання результатів обробки ЕМГ-сигналів.

Крім того, MATLAB підтримує інтеграцію із зовнішніми пристроями та базами даних, що є важливим для подальшого розвитку комп'ютерної міографічної системи. Середовище підтримує обмін даними через USB, Bluetooth, COM-порти та мережеві інтерфейси, що дозволяє у майбутньому реалізувати підключення систем реєстрації ЕМГ-сигналів у режимі реального часу.

Таким чином, використання MATLAB є обґрунтованим для реалізації комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини, оскільки дане середовище забезпечує:

- ефективну цифрову обробку ЕМГ-сигналів;
- реалізацію вейвлет-аналізу;
- математичне моделювання;
- обчислення енергетичних параметрів;
- побудову графічних залежностей;
- створення сучасного графічного інтерфейсу користувача;
- можливість подальшого розвитку програмного забезпечення та інтеграції із системами реєстрації біомедичних сигналів.

3.2 Методика проведення діагностичного дослідження стану м'язів людини

Для перевірки працездатності розробленої комп'ютерної міографічної системи та оцінювання ефективності методів цифрової обробки ЕМГ-сигналів проведено медико-біологічне дослідження функціонального стану м'язів передпліччя людини. Дослідження виконувалось шляхом обробки ЕМГ-сигналів у нормальному стані та при м'язовій втомі із використанням розробленого програмного забезпечення та методів вейвлет-обробки.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		70

Основною метою дослідження є оцінювання змін електричної активності м'язів під час розвитку м'язової втоми та перевірка можливості використання вейвлет-аналізу для комп'ютерної діагностики функціонального стану м'язів людини.

Для проведення дослідження використано багатоканальні ЕМГ-сигнали, зареєстровані за допомогою системи Myo armband та представлені у відкритій базі даних EMG Data for Gestures. Система Myo armband містить вісім поверхневих електродів для реєстрації електричної активності м'язів передпліччя та забезпечує бездротову передачу даних до комп'ютерної системи.

У роботі використовувались сигнали одного з каналів реєстрації, що містили послідовності стискання кулака та фази спокою. Частота дискретизації сигналів становила 200 Гц, що забезпечує достатню часову роздільну здатність для аналізу біоелектричної активності м'язів.

На рис. 3.2 наведено загальну схему проведення медико-біологічного дослідження.

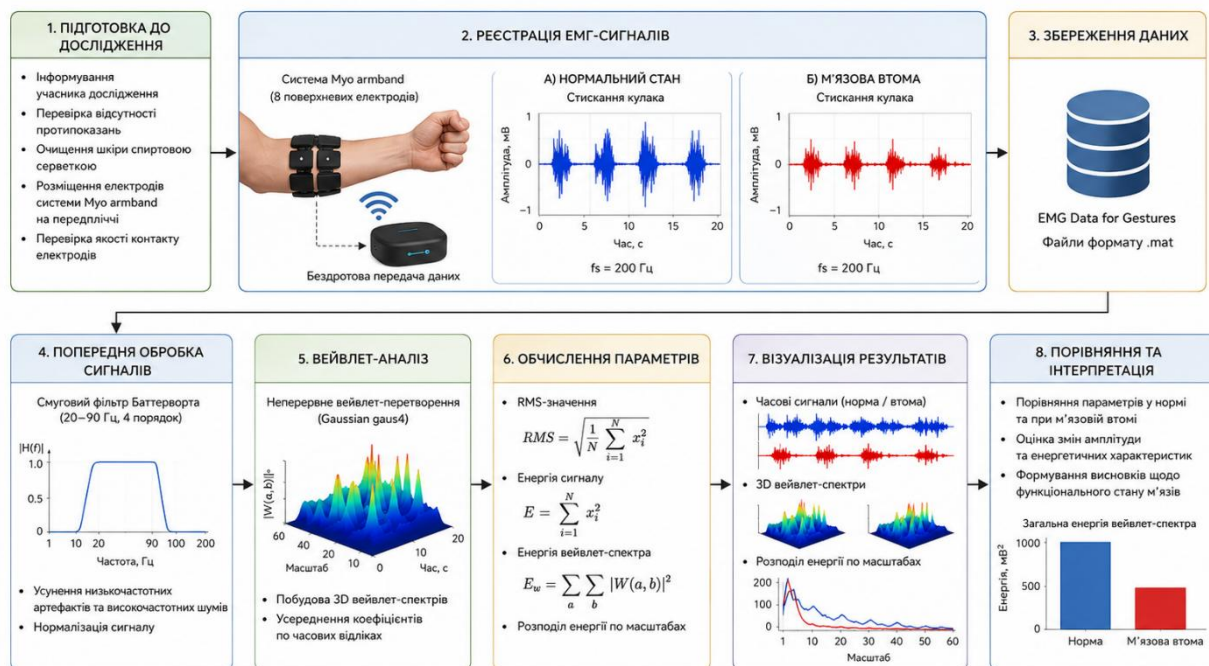


Рисунок 3.2 – Схема проведення медико-біологічного дослідження

Методика дослідження включала такі основні етапи:

- завантаження ЕМГ-сигналів у програмне середовище MATLAB;
- вибір каналу обробки та параметрів обробки;
- попередню цифрову фільтрацію сигналів;
- виконання вейвлет-обробки;
- обчислення інформативних параметрів;
- візуалізацію результатів;
- порівняння сигналів у нормі та при м'язовій втомі.

На першому етапі здійснювалось завантаження експериментальних даних у комп'ютерну систему. Для обробки використовувались два типи сигналів:

- сигнал у нормальному функціональному стані м'язів;
- сигнал при м'язовій втомі.

Перед проведенням вейвлет-обробки виконувалась попередня цифрова обробка ЕМГ-сигналів. Для усунення низькочастотних артефактів та високочастотних шумів застосовано смуговий фільтр Баттерворта четвертого порядку у діапазоні 20-90 Гц. Попередня фільтрація дозволила підвищити якість сигналу та зменшити вплив зовнішніх завад на результати обробки.

Після фільтрації виконувалось неперервне вейвлет-перетворення у базисі Gaussian gaus4. Використання вейвлет- обробки дало змогу дослідити часово-частотну структуру ЕМГ-сигналів та оцінити локальні зміни електричної активності м'язів під час скорочення.

Для оцінювання функціонального стану м'язів обчислювались такі інформативні параметри:

- середньоквадратичне значення RMS;
- енергія ЕМГ-сигналу;
- енергія вейвлет-спектра;
- розподіл енергії по масштабах;
- усереднені значення вейвлет-коефіцієнтів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		72

RMS-значення використовувалось для оцінювання рівня м'язової активності. Енергетичні параметри дали змогу оцінити інтенсивність електричних процесів у м'язах, а вейвлет-аналіз забезпечував дослідження змін спектральних характеристик сигналів у часі.

Для візуалізації результатів використовувались:

- часові графіки ЕМГ-сигналів;
- 3D вейвлет-спектри;
- графіки усереднених вейвлет-коефіцієнтів;
- графіки розподілу енергії по масштабах;
- діаграми порівняння загальної енергії сигналів.

У результаті проведеного дослідження встановлено, що при м'язовій втомі спостерігається:

- зменшення амплітуди ЕМГ-сигналів;
- зниження RMS-значень;
- зменшення загальної енергії сигналу;
- зниження енергії вейвлет-спектра;
- звуження областей високої активності у часово-частотному представленні сигналу.

Отримані результати підтверджують, що використання вейвлет-обробки дає змогу ефективно виявляти зміни функціонального стану м'язів та може бути використане для комп'ютерної діагностики м'язової втоми.

Розроблена методика медико-біологічного дослідження забезпечує комплексну обробку ЕМГ-сигналів та дає змогу оцінювати функціональний стан м'язів людини за допомогою сучасних методів цифрової обробки сигналів і комп'ютерного аналізу даних.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		73

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі виконано обґрунтування вибору програмного середовища для реалізації комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини. Встановлено, що середовище MATLAB є доцільним для реалізації систем цифрової обробки біомедичних сигналів завдяки наявності вбудованих засобів математичного моделювання, фільтрації, вейвлет-обробки, візуалізації та створення графічного інтерфейсу користувача. Показано, що використання MATLAB та App Designer дало змогу реалізувати інтегровану систему для автоматизованої обробки, аналізу та візуалізації ЕМГ-сигналів.

Розроблено методику проведення медико-біологічного дослідження, яка включає підготовку до експерименту, реєстрацію ЕМГ-сигналів системою Muo armband, попередню цифрову обробку сигналів, виконання вейвлет-аналізу та оцінювання інформативних параметрів сигналу. Визначено основні етапи обробки даних: фільтрація сигналів, побудова вейвлет-спектрів, обчислення RMS-параметрів, енергетичних характеристик та формування результатів порівняльного аналізу для нормального стану м'язів та стану м'язової втоми.

Показано, що використання методів вейвлет-обробки у базисі Gaussian gaus4 забезпечує ефективний аналіз часово-частотної структури ЕМГ-сигналів та дає змогу виявляти зміни електричної активності м'язів при розвитку м'язової втоми. Встановлено, що при м'язовій втомі спостерігається зменшення амплітуди ЕМГ-сигналів, зниження енергетичних характеристик та зміна розподілу енергії по масштабах вейвлет-перетворення.

Отримані результати підтверджують можливість використання розробленої комп'ютерної міографічної системи для автоматизованої обробки функціонального стану м'язів людини. Реалізоване програмне забезпечення та графічний інтерфейс користувача забезпечують зручне завантаження сигналів, їх обробку, візуалізацію та збереження результатів дослідження, що підвищує ефективність проведення міографічної діагностики та створює основу для подальшого розвитку систем аналізу біомедичних сигналів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		74

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності

Під час експлуатації комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини одним із найбільш важливих питань безпеки життєдіяльності є забезпечення електробезпеки оператора та досліджуваної особи. Це пов'язано з тим, що система містить електронні пристрої, персональний комп'ютер, блоки живлення, засоби реєстрації біомедичних сигналів та вимірювальні електроди, які безпосередньо контактують із тілом людини. У разі порушення правил експлуатації або виникнення несправностей існує небезпека ураження електричним струмом, виникнення короткого замикання, перегріву обладнання чи виходу з ладу електронних компонентів.

Особливістю міографічних систем є реєстрація біоелектричних сигналів малої амплітуди, які знаходяться у діапазоні від десятків мікрвольт до одиниць мілівольт. Для їх підсилення використовуються високочутливі електронні підсилювачі, які мають електричне з'єднання із поверхневими електродами. Оскільки електроди встановлюються безпосередньо на шкіру людини, навіть незначні порушення ізоляції або несправності джерел живлення можуть створити небезпечні умови для користувача.

Відповідно до вимог Державна служба України з питань праці та нормативного документа НПАОП 40.1-1.21-98 «Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів», під час роботи з електронними та комп'ютерними системами необхідно забезпечити захист людини від прямого та непрямого контакту зі струмопровідними частинами обладнання. Усі електротехнічні пристрої, що використовуються у складі комп'ютерної міографічної системи, повинні відповідати вимогам електробезпеки та мати справну ізоляцію струмопровідних елементів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		75

Основними потенційно небезпечними факторами під час роботи з комп'ютерною міографічною системою є:

- ураження електричним струмом унаслідок пошкодження ізоляції;
- виникнення струмів витоку через електроди;
- коротке замикання в елементах електроживлення;
- перегрів електронних модулів;
- електромагнітні завади та наведення;
- статична електрика;
- пошкодження кабелів живлення або вимірювальних проводів.

Для забезпечення електробезпеки в системі необхідно застосовувати низьковольтні електронні модулі живлення. У роботі використовується система Muo armband, яка працює від автономного джерела живлення та передає дані бездротовим способом, що значно знижує ризик проходження електричного струму через тіло людини. Використання автономного живлення є важливим заходом захисту, оскільки усуває пряме підключення вимірювальної частини системи до мережі змінного струму 220 В.

Одним із головних заходів електрозахисту є використання захисного заземлення персонального комп'ютера та периферійного обладнання. Захисне заземлення дозволяє знизити напругу дотику на металевих корпусах обладнання у випадку пошкодження ізоляції. Згідно з вимогами ПУЕ (Правил улаштування електроустановок), опір заземлювального пристрою повинен відповідати встановленим нормативним значенням та періодично перевірятись.

Для зменшення ризику ураження електричним струмом необхідно:

- використовувати лише справне обладнання;
- не допускати експлуатацію пошкоджених кабелів;
- перевіряти цілісність ізоляції перед початком роботи;
- заборонити роботу із системою при підвищеній вологості;

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		76

– виконувати технічне обслуговування лише після відключення обладнання від мережі;

– використовувати мережеві фільтри та стабілізатори напруги.

Під час проведення медико-біологічних досліджень необхідно також враховувати вимоги до безпечного контакту електродів зі шкірою людини. Поверхневі електроди повинні бути виготовлені з біосумісних матеріалів та не викликати подразнення шкіри. Перед встановленням електродів необхідно перевірити їх цілісність, а також відсутність механічних пошкоджень провідників. Для покращення контакту зі шкірою допускається використання спеціальних контактних гелів.

Важливим аспектом безпеки є забезпечення захисту від електромагнітних завад. Оскільки ЕМГ-сигнали мають малу амплітуду, навіть незначні електромагнітні наведення можуть суттєво впливати на результати вимірювань. Джерелами завад можуть бути:

- електромережа 50 Гц;
 - блоки живлення;
 - мобільні телефони;
 - бездротові пристрої;
 - силове електрообладнання.
- Для зниження впливу електромагнітних завад необхідно:
- використовувати екрановані кабелі;
 - забезпечувати правильне заземлення обладнання;
 - розташовувати систему на відстані від силових пристроїв;
 - застосовувати цифрову фільтрацію сигналів;
 - уникати перехрещення сигнальних та силових кабелів.

Робоче місце оператора повинно відповідати вимогам ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин». Відповідно до нормативних вимог у приміщенні необхідно забезпечити:

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		77

- температуру повітря 18–24 °С;
- відносну вологість 40–60 %;
- достатню вентиляцію приміщення;
- рівень освітленості не менше 300 лк;
- ергономічне розташування обладнання.

Для запобігання перевтомі оператора необхідно дотримуватись регламентованих перерв під час роботи з персональним комп'ютером. Тривалість безперервної роботи з відеотерміналом не повинна перевищувати встановлених санітарних норм.

Під час експлуатації комп'ютерної міографічної системи також необхідно дотримуватись вимог пожежної безпеки. У приміщенні повинні бути:

- справна електропроводка;
- автоматичні засоби захисту електромережі;
- первинні засоби пожежогасіння;
- вільний доступ до вимикачів електроживлення.
- У разі виникнення аварійної ситуації необхідно негайно:
- відключити обладнання від електромережі;
- припинити проведення дослідження;
- повідомити відповідальну особу;
- не допускати подальшої експлуатації несправного обладнання.

Таким чином, забезпечення електробезпеки під час роботи з комп'ютерною міографічною системою є важливою умовою безпечного проведення медико-біологічних досліджень. Дотримання вимог чинних нормативних документів, використання справного обладнання, автономних систем живлення та засобів електрозахисту дозволяє мінімізувати ризик виникнення небезпечних ситуацій та забезпечити безпечні умови праці оператора і досліджуваної особи.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						78
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4.2 Основи охорони праці

Під час розроблення та експлуатації комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини важливим завданням є забезпечення безпечних та комфортних умов праці оператора. Робота із системою передбачає тривале використання персонального комп'ютера, електронного обладнання та програмного забезпечення для цифрової обробки біомедичних сигналів. У процесі роботи оператор виконує завантаження ЕМГ-сигналів, налаштування параметрів обробки, аналіз результатів вейвлет-перетворення та роботу з графічним інтерфейсом користувача. Тривала робота за комп'ютером може негативно впливати на стан здоров'я людини та викликати переважно, погіршення зору, порушення опорно-рухового апарату та нервово-емоційне навантаження.

Відповідно до Закону України «Про охорону праці» охорона праці є системою правових, соціально-економічних, організаційно-технічних та санітарно-гігієнічних заходів, спрямованих на збереження життя, здоров'я та працездатності людини у процесі трудової діяльності. Під час роботи з комп'ютерною міографічною системою необхідно забезпечити дотримання вимог чинних нормативних документів щодо безпечної організації робочого місця та режиму праці оператора.

Основним робочим обладнанням оператора є персональний комп'ютер із відеодисплейним терміналом. Згідно з вимогами ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» робоче місце повинно бути організоване таким чином, щоб забезпечувати мінімальне навантаження на зір, опорно-руховий апарат та нервову систему людини.

Робоче місце оператора повинно включати:

- персональний комп'ютер або ноутбук;
- монітор із достатньою роздільною здатністю;
- клавіатуру та маніпулятор типу «миша»;

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		79

- стіл та крісло з можливістю регулювання;
- достатній робочий простір для розміщення обладнання.

Важливим фактором охорони праці є ергономічна організація робочого місця. Монітор необхідно розташовувати на відстані 60–70 см від очей користувача. Верхня межа екрана повинна знаходитися приблизно на рівні очей або трохи нижче. Це дозволяє зменшити навантаження на шийний відділ хребта та органи зору.

Клавіатура повинна розміщуватись на поверхні столу таким чином, щоб забезпечити природне положення кистей рук та передпліч. Кут згину рук у ліктьових суглобах повинен становити приблизно 90°. Робоче крісло має забезпечувати підтримку поперекового відділу хребта та можливість регулювання висоти сидіння.

На рис. 4.1 наведено рекомендовану схему організації робочого місця оператора комп'ютерної міографічної системи.

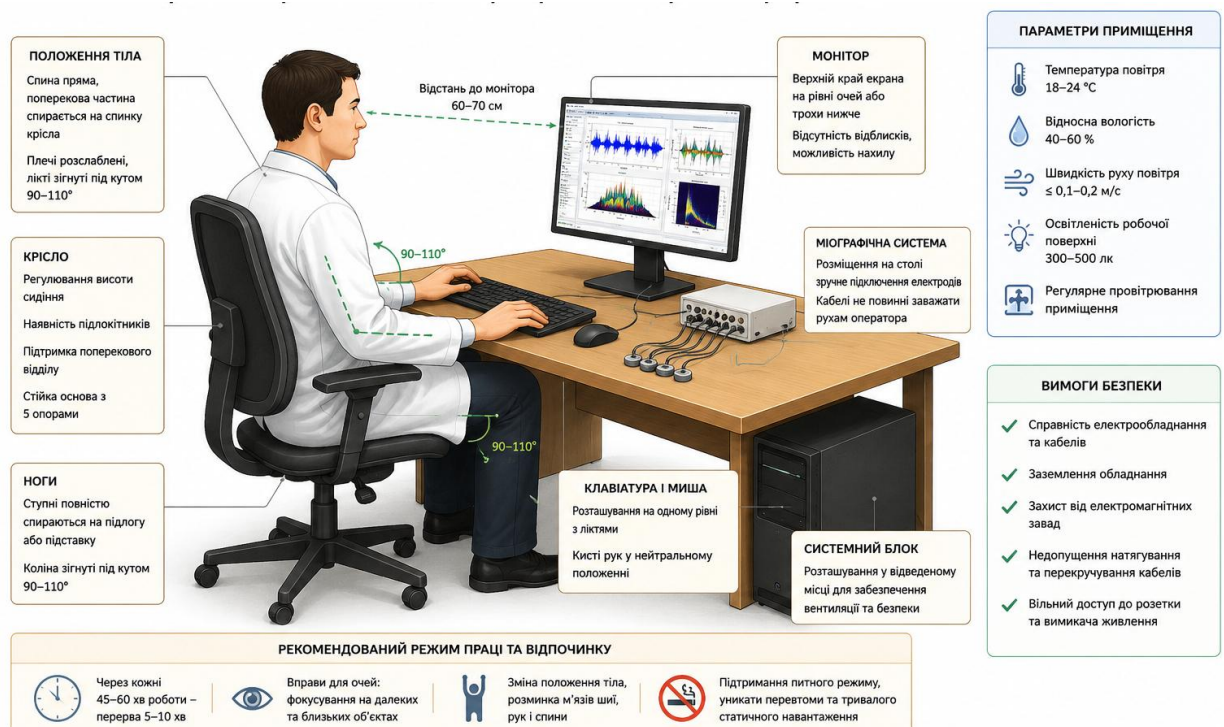


Рисунок 4.1 – Організація робочого місця оператора комп'ютерної міографічної системи

Одним із важливих факторів охорони праці є забезпечення нормативних параметрів мікроклімату приміщення. Відповідно до вимог ДСН 3.3.6.042-99 температура повітря у приміщенні повинна становити 18-24 °С, відносна вологість – 40-60 %, а швидкість руху повітря – не більше 0.1-0.2 м/с. Недотримання цих параметрів може призводити до швидкої втоми працівника та зниження працездатності.

Для забезпечення комфортних умов праці важливим є правильне освітлення робочого місця. Освітлення повинно бути комбінованим і включати природне та штучне світло. Рівень освітленості робочої поверхні відповідно до ДБН В.2.5-28:2018 повинен становити не менше 300-500 лк. Недостатнє або надмірне освітлення викликає підвищене навантаження на органи зору та сприяє розвитку перевтоми.

Під час роботи з ЕМГ-сигналами оператор тривалий час аналізує графічну інформацію на екрані монітора, тому важливим є дотримання режиму праці та відпочинку. Згідно з санітарними нормами рекомендується:

- робити короткі перерви через кожні 45–60 хв роботи;
- виконувати вправи для очей;
- періодично змінювати положення тіла;
- уникати тривалого статичного навантаження.
- Для профілактики зорової втоми рекомендується:
 - використовувати монітори з високою частотою оновлення;
 - регулювати яскравість та контрастність екрана;
 - уникати відблисків на поверхні монітора;
 - використовувати оптимальний розмір шрифту графічного

інтерфейсу.

Під час роботи з комп'ютерною міографічною системою також необхідно враховувати психофізіологічні фактори. Аналіз біомедичних сигналів потребує високої концентрації уваги, що може призводити до нервово-емоційного напруження. Для зменшення психоемоційного

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						81
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

навантаження інтерфейс програмного забезпечення повинен бути зрозумілим, зручним та інтуїтивно доступним для користувача. У розробленому програмному забезпеченні використано вкладкову структуру інтерфейсу, що дозволяє впорядкувати результати обробки та спростити взаємодію оператора із системою.

Для забезпечення безпечних умов праці необхідно також дотримуватись вимог пожежної безпеки. У приміщенні повинні бути:

- справна електропроводка;
- автоматичні вимикачі захисту;
- вогнегасники;
- вільний доступ до аварійного вимкнення електроживлення.

Під час експлуатації комп'ютерної міографічної системи забороняється:

- працювати з пошкодженим обладнанням;
- торкатись елементів електроживлення вологими руками;
- самостійно ремонтувати електронні модулі під напругою;
- використовувати несправні кабелі та подовжувачі.

Таким чином, дотримання вимог охорони праці під час роботи з комп'ютерною міографічною системою дозволяє забезпечити безпечні та комфортні умови праці оператора, зменшити негативний вплив роботи за комп'ютером на здоров'я людини та підвищити ефективність проведення медико-біологічних досліджень.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі розглянуто основні питання безпеки життєдіяльності та охорони праці під час роботи з комп'ютерною міографічною системою діагностики стану м'язів людини. Визначено основні небезпечні та шкідливі фактори, які можуть виникати під час роботи з комп'ютерною технікою та засобами реєстрації ЕМГ-сигналів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						82
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Проаналізовано вимоги до організації робочого місця оператора, параметрів мікроклімату, освітлення та електробезпеки відповідно до чинних нормативних документів. Показано, що дотримання ергономічних вимог та правил безпечної експлуатації обладнання дає змогу зменшити втому користувача, підвищити комфорт роботи та забезпечити безпечне функціонування комп'ютерної системи.

Отже, реалізація запропонованих заходів із безпеки життєдіяльності та охорони праці забезпечує ефективну й безпечну роботу оператора комп'ютерної міографічної системи.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						83
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОКИ

У кваліфікаційній роботі вирішено актуальне завдання розроблення комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини на основі аналізу електроміографічних сигналів та методів цифрової обробки даних.

У результаті виконання роботи отримано такі основні результати:

1. Проведено аналіз сучасних методів реєстрації та обробки електроміографічних сигналів, а також існуючих міографічних систем діагностики. Встановлено, що використання методів цифрової обробки сигналів та вейвлет-аналізу дозволяє ефективно досліджувати функціональний стан м'язів людини та виявляти ознаки м'язової втоми.

2. Проаналізовано структуру комп'ютерної міографічної системи діагностики стану м'язів людини. Визначено основні складові системи, зокрема модулі реєстрації ЕМГ-сигналів, попередньої цифрової обробки, вейвлет- обробки, візуалізації та збереження результатів дослідження.

3. Розроблено математичну модель ЕМГ-сигналу, яка враховує особливості електричної активності м'язів у нормальному стані та при м'язовій втомі. Побудована модель дала змогу відтворити характерні зміни амплітудних та енергетичних параметрів сигналів під час скорочення м'язів.

4. Обґрунтовано використання методів цифрової обробки ЕМГ-сигналів із застосуванням вейвлет-перетворення у базисі Gaussian gaus4. Використання вейвлет- обробки забезпечило ефективне дослідження часово-частотної структури сигналів та оцінювання локальних змін електричної активності м'язів.

5. Розроблено алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи, яке включає етапи завантаження сигналів, цифрової фільтрації, вейвлет-обробки, обчислення інформативних параметрів та візуалізації результатів. Побудовано блок-схему алгоритму роботи системи.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						84
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

6. Розроблено програмне забезпечення у середовищі MATLAB для автоматизованої обробки та аналізу ЕМГ-сигналів. Програмне забезпечення реалізує фільтрацію сигналів, побудову 3D вейвлет-спектрів, обчислення RMS-параметрів, енергетичних характеристик та формування графічних результатів обробки.

7. Створено графічний інтерфейс користувача у середовищі MATLAB App Designer, який забезпечує завантаження ЕМГ-сигналів, налаштування параметрів аналізу, автоматичну обробку даних та одночасне відображення результатів для нормального стану і м'язової втоми.

Отримані результати підтверджують працездатність розробленої комп'ютерної міографічної системи та можливість її використання у навчальних, науково-дослідних і прикладних задачах біомедичної інженерії, системах функціональної діагностики та дослідженнях електроміографічних сигналів.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						85
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бондаренко Т. І. Основи медичної інформатики. Практикум : навчальний посібник. Київ: ВСВ «Медицина», 2018. 128 с. ISBN 9786175056479.
2. Гоблик Н. М., Гоблик В. В. MATLAB в інженерних розрахунках. Комп'ютерний практикум: навчальний посібник. Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2020. 192 с.
3. Жидецький В.Ц. Основи охорони праці: підручник. 5-те вид., перероб. і доп. Львів: Українська академія друкарства, 2014. 376 с. ISBN 978-966-322-242-4.
4. Мінцер О. П., Вороненко Ю. В., Власов В. В. Інформаційні технології в охороні здоров'я і практичній медицині. Кн. 5: Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині: навчальний посібник. Київ: Вища школа, 2004. 423 с.
5. Основи та методи цифрової обробки сигналів: від теорії до практики: навч. посібник / уклад. : Ю.О. Ушенко, М.С. Гавриляк, М.В. Талах, В.В. Дворжак. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 308 с.
6. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.
7. Хвостівський М.О. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни «Комп'ютерна обробка біомедичних сигналів та даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О. Тернопіль, 2024. 83 с.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		86

8. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу: наукова монографія / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. 120 с.

9. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

10. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

11. Хвостівська Л.В. Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини [The simulation pulse signal of human vessels]. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. 2016. № 2. С.94-100.

12. Чернецький Я. Гевко О., Хвостівський М. Актуальність побудови математичної моделі електричного сигналу. Збірник тез доповідей XVII наукової конференції ТНТУ ім. Івана Пулюя, 20-21 листопада 2013 року. Т.: ТНТУ, 2013. Том I : Природничі науки та інформаційні технології. С. 44. (Секція: Імовірнісні моделі біофізичних сигналів і полів та обчислювальні методи і засоби їх ідентифікацій).

13. Rangayyan R. M. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach. 2nd ed. Hoboken: Wiley-IEEE Press, 2015. 720 p.

14. Merletti R. Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications / R. Merletti, P. Parker. Hoboken : John Wiley & Sons, 2004. 494 p. DOI: 10.1002/0471678384. ISBN 978-0-471-67580-8.

15. Система реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів Noraxon Ultium EMG. URL: <https://www.noraxon.com/our-products/ultium-emg/>.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						87
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

16. Бездротова система реєстрації ЕМГ-сигналів Delsys Trigno. URL: <https://delsys.com/trigno/>
17. Графічний інтерфейс ПЗ Trigno Discover. URL: <https://delsys.com/product/trigno-discover/>.
18. Модуль реєстрації ЕМГ-сигналів MyoWare 2.0 Muscle Sensor. URL: <https://myoware.com/products/muscle-sensor/>.
19. Бездротова система реєстрації ЕМГ-сигналів Myo armband. URL: <https://support.getmyo.com/hc/en-us>.
20. Графічний інтерфейс ПЗ Myo Connect. URL: <https://myo-connect.software.informer.com/>.
21. EMG Data for Gestures EMG Data for Gestures. URL: <https://archive.ics.uci.edu/dataset/481/emg+data+for+gestures>.

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						88
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Лістинг програмного забезпечення обробки ЕМГ-сигналів

```

clear
clc
close all

%% 1. Параметри
fs = 200;           % Частота дискретизації, Гц
channel = 3;       % Канал для аналізу

file_norm = 'norm.dat';
file_pat = 'pat.dat';

%% 2. Завантаження даних
norm_data = load(file_norm);
pat_data = load(file_pat);

emg_norm = norm_data(:,2:9);
emg_pat = pat_data(:,2:9);

x_norm = emg_norm(:,channel);
x_pat = emg_pat(:,channel);

%% 3. Попередня обробка
x_norm = x_norm - mean(x_norm);
x_pat = x_pat - mean(x_pat);

[b,a] = butter(4,[20 90]/(fs/2), 'bandpass');

x_norm_f = filtfilt(b,a,x_norm);
x_pat_f = filtfilt(b,a,x_pat);

timeVector = (0:length(x_norm_f)-1)/fs;

%% 4. Вейвлет-перетворення gaus4
wavelet_gaus = 'gaus4';

scales = 1:64;

W_norm = abs(cwt(x_norm_f,scales,wavelet_gaus));
W_pat = abs(cwt(x_pat_f,scales,wavelet_gaus));

[T,S] = meshgrid(timeVector,scales);

%% 5. Усереднення по часових відліках
mean_norm_by_time = mean(W_norm,1);
mean_pat_by_time = mean(W_pat,1);

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		89

%% 6. Енергетичні параметри

```
RMS_norm = rms(x_norm_f);
```

```
RMS_pat = rms(x_pat_f);
```

```
Energy_norm = sum(x_norm_f.^2);
```

```
Energy_pat = sum(x_pat_f.^2);
```

```
energy_gaus_norm_by_scale = sum(W_norm.^2,2);
```

```
energy_gaus_pat_by_scale = sum(W_pat.^2,2);
```

```
energy_gaus_norm_total = sum(energy_gaus_norm_by_scale);
```

```
energy_gaus_pat_total = sum(energy_gaus_pat_by_scale);
```

%% 7. ЕМГ-сигнали

```
figure
```

```
plot(timeVector,x_norm_f,'b')
```

```
grid on
```

```
axis tight
```

```
xlabel('Час, с','FontSize',14)
```

```
ylabel('Амплітуда, мВ','FontSize',14)
```

```
title('ЕМГ-сигнал у нормі','FontSize',16)
```

```
set(gca,'FontSize',12)
```

```
figure
```

```
plot(timeVector,x_pat_f,'r')
```

```
grid on
```

```
axis tight
```

```
xlabel('Час, с','FontSize',14)
```

```
ylabel('Амплітуда, мВ','FontSize',14)
```

```
title('ЕМГ-сигнал при м'язовій втомі','FontSize',16)
```

```
set(gca,'FontSize',12)
```

```
figure
```

```
plot(timeVector,x_norm_f,'b')
```

```
hold on
```

```
plot(timeVector,x_pat_f,'r')
```

```
grid on
```

```
axis tight
```

```
xlabel('Час, с','FontSize',14)
```

```
ylabel('Амплітуда, мВ','FontSize',14)
```

```
title('Порівняння ЕМГ-сигналів','FontSize',16)
```

```
legend('Норма','М'язова втома')
```

```
set(gca,'FontSize',12)
```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						90
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

%% 8. 3D вейвлет-спектр gaus4 у нормі
figure

surf(T,S,W_norm)

shading interp
grid on
axis tight
xlabel('Час, с', 'FontSize',14)
ylabel('Масштаб', 'FontSize',14)
zlabel('|W|, мВ', 'FontSize',14)

title('3D вейвлет-спектр gaus4 у нормі', 'FontSize',16)

set(gca, 'FontSize',12)

%% 9. 3D вейвлет-спектр gaus4 при м'язовій втомі
figure

surf(T,S,W_pat)

shading interp
grid on
axis tight
xlabel('Час, с', 'FontSize',14)
ylabel('Масштаб', 'FontSize',14)
zlabel('|W|, мВ', 'FontSize',14)

title('3D вейвлет-спектр gaus4 при м'язовій втомі', 'FontSize',16)

set(gca, 'FontSize',12)

%% 10. Усереднення коефіцієнтів по часових відліках
figure

plot(timeVector,mean_norm_by_time,'b','LineWidth',1.5)
hold on
plot(timeVector,mean_pat_by_time,'r','LineWidth',1.5)

grid on
axis tight
xlabel('Час, с', 'FontSize',14)
ylabel('Середнє значення |W|, мВ', 'FontSize',14)

title('Усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових
відліках', 'FontSize',16)

legend('Норма', 'М'язова втома')

set(gca, 'FontSize',12)

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		91

```

%% 11. Енергія вейвлет-спектрів по масштабах
figure

plot(scales,energy_gaus_norm_by_scale,'b','LineWidth',1.5)
hold on
plot(scales,energy_gaus_pat_by_scale,'r','LineWidth',1.5)

grid on
axis tight
xlabel('Масштаб','FontSize',14)
ylabel('Енергія, мВ^2','FontSize',14)

title('Розподіл енергії gaus4 по масштабах','FontSize',16)

legend('Норма','М'язова втома')

set(gca,'FontSize',12)

%% 12. Загальна енергія вейвлет-спектрів
figure

bar([energy_gaus_norm_total energy_gaus_pat_total])

grid on
axis tight
set(gca,'XTickLabel',{'Норма','М'язова втома'})

ylabel('Загальна енергія, мВ^2','FontSize',14)

title('Загальна енергія вейвлет-спектрів gaus4','FontSize',16)

set(gca,'FontSize',12)

%% 13. Виведення результатів
fprintf('\n--- Результати аналізу ЕМГ-сигналів ---\n')

fprintf('RMS норма = %.6f мВ\n',RMS_norm)
fprintf('RMS м'язова втома = %.6f мВ\n',RMS_pat)

fprintf('Енергія сигналу норма = %.6f мВ^2\n',Energy_norm)
fprintf('Енергія сигналу м'язова втома = %.6f мВ^2\n',Energy_pat)

fprintf('Загальна енергія gaus4 норма = %.6f
мВ^2\n',energy_gaus_norm_total)
fprintf('Загальна енергія gaus4 м'язова втома = %.6f
мВ^2\n',energy_gaus_pat_total)

%% 14. Збереження результатів
results = table( ...
    RMS_norm, RMS_pat, ...

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		92

```

Energy_norm, Energy_pat, ...
energy_gaus_norm_total, energy_gaus_pat_total);

writetable(results, 'results_emg_analysis.xlsx')

save('wavelet_results.mat', ...
     'W_norm', 'W_pat', ...
     'mean_norm_by_time', 'mean_pat_by_time', ...
     'energy_gaus_norm_by_scale', 'energy_gaus_pat_by_scale')

disp('Обробку завершено. Результати збережено.')

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						93
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

**Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної міографічної системи з
графічним інтерфейсом користувача**

```

function emg_wavelet_gui
% EMG_WAVELET_GUI
% Робочий графічний інтерфейс для обробки ЕМГ-сигналів у MATLAB.
%
% Запуск:
%   emg_wavelet_gui
%
% Вхідні файли:
%   norm.dat - сигнал у нормі
%   pat.dat  - сигнал при м'язовій втомі
%
% Структура файлів:
%   1 стовпець - час, с
%   2:9 стовпці - 8 каналів ЕМГ, мВ

data.norm = [];
data.pat = [];
data.results = [];

fig = uifigure('Name','Комп'ютерна міографічна система діагностики
стану м'язів', ...
              'Position',[50 50 1400 820]);

leftPanel = uipanel(fig,'Title','Панель керування', ...
                    'Position',[10 10 300 800]);

tabs = uitabgroup(fig,'Position',[320 10 1070 800]);

tabAll = uitab(tabs,'Title','Усі результати');
tabSignals = uitab(tabs,'Title','ЕМГ-сигнали');
tabWavelet = uitab(tabs,'Title','Вейвлет-обробка');
tabEnergy = uitab(tabs,'Title','Енергетичні параметри');

% ----- Панель керування -----
btnNorm = uibutton(leftPanel,'push','Text','Завантажити файл
норм', ...
                  'Position',[20 735 260 35], ...
                  'ButtonPushedFcn',@loadNorm);

btnPat = uibutton(leftPanel,'push','Text','Завантажити файл
патології', ...
                  'Position',[20 690 260 35], ...
                  'ButtonPushedFcn',@loadPat);

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						94
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

lblNorm = uilabel(leftPanel, 'Text', 'Файл норми: не завантажено',
...
    'Position', [20 660 260 22]);

lblPat = uilabel(leftPanel, 'Text', 'Файл втоми: не завантажено',
...
    'Position', [20 635 260 22]);

uilabel(leftPanel, 'Text', 'Частота дискретизації, Гц', ...
    'Position', [20 595 260 22]);

fsField = uieditfield(leftPanel, 'numeric', ...
    'Position', [20 570 260 28], ...
    'Value', 200);

uilabel(leftPanel, 'Text', 'Канал обробки', ...
    'Position', [20 530 260 22]);

chDrop = uidropdown(leftPanel, ...
    'Items', {'1', '2', '3', '4', '5', '6', '7', '8'}, ...
    'Value', '3', ...
    'Position', [20 505 260 28]);

uilabel(leftPanel, 'Text', 'Початковий масштаб', ...
    'Position', [20 465 260 22]);

scaleStartField = uieditfield(leftPanel, 'numeric', ...
    'Position', [20 440 260 28], ...
    'Value', 1);

uilabel(leftPanel, 'Text', 'Кінцевий масштаб', ...
    'Position', [20 400 260 22]);

scaleEndField = uieditfield(leftPanel, 'numeric', ...
    'Position', [20 375 260 28], ...
    'Value', 64);

btnProcess = uibutton(leftPanel, 'push', 'Text', 'Виконати обробку',
...
    'Position', [20 320 260 38], ...
    'ButtonPushedFcn', @processSignals);

btnSave = uibutton(leftPanel, 'push', 'Text', 'Зберегти результати',
...
    'Position', [20 270 260 38], ...
    'ButtonPushedFcn', @saveResults);

uilabel(leftPanel, 'Text', 'Числові результати', ...
    'Position', [20 235 260 22]);

resultArea = uitextarea(leftPanel, ...

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		95

```

        'Position',[20 20 260 215], ...
        'Value',{ 'Завантажте файли даних ЕМГ-сигналів норми та
патології.'});

% ----- Всі результати -----
axAllCompare = uiaxes(tabAll, 'Position',[25 420 480 330]);
axAllMean = uiaxes(tabAll, 'Position',[550 420 480 330]);
axAllEnergyScale = uiaxes(tabAll, 'Position',[25 45 480 330]);
axAllTotalEnergy = uiaxes(tabAll, 'Position',[550 45 480 330]);

% ----- Сигнали -----
axNorm = uiaxes(tabSignals, 'Position',[25 420 480 330]);
axPat = uiaxes(tabSignals, 'Position',[550 420 480 330]);
axCompare = uiaxes(tabSignals, 'Position',[275 45 520 330]);

% ----- Вейвлет -----
axWaveNorm = uiaxes(tabWavelet, 'Position',[25 420 480 330]);
axWavePat = uiaxes(tabWavelet, 'Position',[550 420 480 330]);
axMean = uiaxes(tabWavelet, 'Position',[275 45 520 330]);

% ----- Енергія -----
axEnergyScale = uiaxes(tabEnergy, 'Position',[25 220 480 430]);
axTotalEnergy = uiaxes(tabEnergy, 'Position',[550 220 480 430]);

% =====
% callbacks
% =====

function loadNorm(~,~)
    [file,path] = uigetfile('*.dat','Виберіть файл norm.dat');
    if isequal(file,0)
        return
    end

    temp = load(fullfile(path,file));

    if size(temp,2) < 9
        uialert(fig,'Файл має містити 1 стовпець часу та 8 каналів
ЕМГ.','Помилка');
        return
    end

    data.norm = temp;
    lblNorm.Text = ['Файл норми: ', file];
    resultArea.Value = {'Файл norm.dat завантажено.'};
    fullfile(path,file));
end

function loadPat(~,~)
    [file,path] = uigetfile('*.dat','Виберіть файл pat.dat');
    if isequal(file,0)

```

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

```

        return
    end

    temp = load(fullfile(path,file));

    if size(temp,2) < 9
        uialert(fig,'Файл має містити 1 стовпець часу та 8 каналів
ЕМГ.','Помилка');
        return
    end

    data.pat = temp;
    lblPat.Text = ['Файл в томи: ', file];
    resultArea.Value = {'Файл pat.dat завантажено.';
fullfile(path,file)};
    end

function processSignals(~,~)
    if isempty(data.norm) || isempty(data.pat)
        uialert(fig,'Спочатку завантажте norm.dat та
pat.dat.','Немає даних');
        return
    end

    fs = fsField.Value;
    channel = str2double(chDrop.Value);
    scaleStart = round(scaleStartField.Value);
    scaleEnd = round(scaleEndField.Value);

    if scaleStart < 1 || scaleEnd <= scaleStart
        uialert(fig,'Кінцевий масштаб має бути більшим за
початковий.','Помилка');
        return
    end

    scales = scaleStart:scaleEnd;

    emg_norm = data.norm(:,2:9);
    emg_pat = data.pat(:,2:9);

    x_norm = emg_norm(:,channel);
    x_pat = emg_pat(:,channel);

    % Попередня обробка
    x_norm = x_norm - mean(x_norm);
    x_pat = x_pat - mean(x_pat);

    [b,a] = butter(4,[20 90]/(fs/2),'bandpass');

    x_norm_f = filtfilt(b,a,x_norm);
    x_pat_f = filtfilt(b,a,x_pat);

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		97

```

timeVector = (0:length(x_norm_f)-1)/fs;

% Вейвлет-перетворення gaus4
wavelet_gaus = 'gaus4';

W_norm = abs(cwt(x_norm_f,scales,wavelet_gaus));
W_pat = abs(cwt(x_pat_f,scales,wavelet_gaus));

[T,S] = meshgrid(timeVector,scales);

% Усереднення
mean_norm_by_time = mean(W_norm,1);
mean_pat_by_time = mean(W_pat,1);

% Енергії
RMS_norm = rms(x_norm_f);
RMS_pat = rms(x_pat_f);

Energy_norm = sum(x_norm_f.^2);
Energy_pat = sum(x_pat_f.^2);

energy_norm_by_scale = sum(W_norm.^2,2);
energy_pat_by_scale = sum(W_pat.^2,2);

energy_norm_total = sum(energy_norm_by_scale);
energy_pat_total = sum(energy_pat_by_scale);

data.results = struct( ...
    'RMS_norm',RMS_norm, ...
    'RMS_pat',RMS_pat, ...
    'Energy_norm',Energy_norm, ...
    'Energy_pat',Energy_pat, ...
    'energy_norm_total',energy_norm_total, ...
    'energy_pat_total',energy_pat_total, ...
    'W_norm',W_norm, ...
    'W_pat',W_pat, ...
    'mean_norm_by_time',mean_norm_by_time, ...
    'mean_pat_by_time',mean_pat_by_time, ...
    'energy_norm_by_scale',energy_norm_by_scale, ...
    'energy_pat_by_scale',energy_pat_by_scale);

% ----- Побудова сигналів -----
plotSignalAxes(axNorm,timeVector,x_norm_f,'b','ЕМГ-сигнал у
нормі');
plotSignalAxes(axPat,timeVector,x_pat_f,'r','ЕМГ-сигнал при
м'язовій втомі');

plotCompareAxes(axCompare,timeVector,x_norm_f,x_pat_f,'Порівняння ЕМГ-
сигналів');

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						98
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

plotCompareAxes(axAllCompare,timeVector,x_norm_f,x_pat_f,'Порівняння
ЕМГ-сигналів');

% ----- 3D вейвлет-спектри -----
cla(axWaveNorm)
surf(axWaveNorm,T,S,W_norm)
shading(axWaveNorm,'interp')
grid(axWaveNorm,'on')
axis(axWaveNorm,'tight')
xlabel(axWaveNorm,'Час, с')
ylabel(axWaveNorm,'Масштаб')
zlabel(axWaveNorm,'|W|, мВ')
title(axWaveNorm,'3D вейвлет-спектр gaus4 у нормі')

cla(axWavePat)
surf(axWavePat,T,S,W_pat)
shading(axWavePat,'interp')
grid(axWavePat,'on')
axis(axWavePat,'tight')
xlabel(axWavePat,'Час, с')
ylabel(axWavePat,'Масштаб')
zlabel(axWavePat,'|W|, мВ')
title(axWavePat,'3D вейвлет-спектр gaus4 при м'язовій втомі')

% ----- Усереднення -----

plotMeanAxes(axMean,timeVector,mean_norm_by_time,mean_pat_by_time);

plotMeanAxes(axAllMean,timeVector,mean_norm_by_time,mean_pat_by_time);

% ----- Енергія по масштабах -----

plotEnergyScaleAxes(axEnergyScale,scales,energy_norm_by_scale,energy_p
at_by_scale);

plotEnergyScaleAxes(axAllEnergyScale,scales,energy_norm_by_scale,energ
y_pat_by_scale);

% ----- Загальна енергія -----

plotTotalEnergyAxes(axTotalEnergy,energy_norm_total,energy_pat_total);

plotTotalEnergyAxes(axAllTotalEnergy,energy_norm_total,energy_pat_tota
l);

resultArea.Value = {
    '--- Результати обробки ЕМГ-сигналів ---'
    sprintf('Канал обробки = %d',channel)
    sprintf('RMS норма = %.6f мВ',RMS_norm)
    sprintf('RMS м'язова втома = %.6f мВ',RMS_pat)
}

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		99

```

        sprintf('Енергія сигналу норма = %.6f мВ^2',Energy_norm)
        sprintf('Енергія сигналу м'язова втома = %.6f
мВ^2',Energy_pat)
        sprintf('Загальна енергія gaus4 норма = %.6f
мВ^2',energy_norm_total)
        sprintf('Загальна енергія gaus4 м'язова втома = %.6f
мВ^2',energy_pat_total)
    };
end

function saveResults(~,~)
    if isempty(data.results)
        uialert(fig,'Спочатку виконайте обробку сигналів.','Немає
результатів');
    return
end

results = table( ...
    data.results.RMS_norm, ...
    data.results.RMS_pat, ...
    data.results.Energy_norm, ...
    data.results.Energy_pat, ...
    data.results.energy_norm_total, ...
    data.results.energy_pat_total, ...
    'VariableNames',{'RMS_norm_mV','RMS_fatigue_mV', ...
    'Energy_norm_mV2','Energy_fatigue_mV2', ...
    'WaveletEnergy_norm_mV2','WaveletEnergy_fatigue_mV2'});

writetable(results,'results_emg_analysis.xlsx')

W_norm = data.results.W_norm;
W_pat = data.results.W_pat;
mean_norm_by_time = data.results.mean_norm_by_time;
mean_pat_by_time = data.results.mean_pat_by_time;
energy_norm_by_scale = data.results.energy_norm_by_scale;
energy_pat_by_scale = data.results.energy_pat_by_scale;

save('wavelet_results.mat', ...
    'W_norm','W_pat', ...
    'mean_norm_by_time','mean_pat_by_time', ...
    'energy_norm_by_scale','energy_pat_by_scale')

    uialert(fig,'Результати збережено у results_emg_analysis.xlsx
та wavelet_results.mat.','Збережено');
end

% =====
% plot helpers
% =====

function plotSignalAxes(ax,t,x,color,titleText)

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
						100
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

        cla(ax)
        plot(ax,t,x,color,'LineWidth',1)
        grid(ax,'on')
        axis(ax,'tight')
        xlabel(ax,'Час, с')
        ylabel(ax,'Амплітуда, мВ')
        title(ax,titleText)
    end

function plotCompareAxes(ax,t,x1,x2,titleText)
    cla(ax)
    plot(ax,t,x1,'b','LineWidth',1)
    hold(ax,'on')
    plot(ax,t,x2,'r','LineWidth',1)
    hold(ax,'off')
    grid(ax,'on')
    axis(ax,'tight')
    xlabel(ax,'Час, с')
    ylabel(ax,'Амплітуда, мВ')
    title(ax,titleText)
    legend(ax,{'Норма','М'язова втома'},'Location','best')
end

function plotMeanAxes(ax,t,m1,m2)
    cla(ax)
    plot(ax,t,m1,'b','LineWidth',1.5)
    hold(ax,'on')
    plot(ax,t,m2,'r','LineWidth',1.5)
    hold(ax,'off')
    grid(ax,'on')
    axis(ax,'tight')
    xlabel(ax,'Час, с')
    ylabel(ax,'Середнє значення |W|, мВ')
    title(ax,'Усереднення вейвлет-коефіцієнтів по часових
відліках')
    legend(ax,{'Норма','М'язова втома'},'Location','best')
end

function plotEnergyScaleAxes(ax,scales,e1,e2)
    cla(ax)
    plot(ax,scales,e1,'b','LineWidth',1.5)
    hold(ax,'on')
    plot(ax,scales,e2,'r','LineWidth',1.5)
    hold(ax,'off')
    grid(ax,'on')
    axis(ax,'tight')
    xlabel(ax,'Масштаб')
    ylabel(ax,'Енергія, мВ^2')
    title(ax,'Розподіл енергії gaus4 по масштабах')
    legend(ax,{'Норма','М'язова втома'},'Location','best')
end

```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		101

```
function plotTotalEnergyAxes(ax,e1,e2)
    cla(ax)
    bar(ax,[e1 e2])
    grid(ax,'on')
    axis(ax,'tight')
    ax.XTick = [1 2];
    ax.XTickLabel = {'Норма','М'язова втома'};
    ylabel(ax,'Загальна енергія, мВ^2')
    title(ax,'Загальна енергія вейвлет-спектрів gaus4')
end
end
```

					КРБ 163.22-004.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		102